

精確な穿刺の実現を目的とした  
肝臓の物理モデル構築に関する研究

Development of Physical Liver Model  
to Achieve Accurate Needle Insertion

2008 年 3 月

小林 洋

精確な穿刺の実現を目的とした  
肝臓の物理モデル構築に関する研究

Development of Physical Liver Model  
to Achieve Accurate Needle Insertion

2008 年 3 月

早稲田大学大学院 理工学研究科  
生命理工学専攻 メディカル・ロボティクス研究

小林洋

Yo Kobayashi

## 博士論文 概要

近年、患者自身のQOL(Quality of Life)向上へ貢献する等の医学的なメリットに加えて、社会・経済に対する大きな貢献も見込まれるため、患者の身体的負担を最小限に抑制する手術(低侵襲手術)に対する取り組みが盛んに行われている。手術の低侵襲化を目指して、手術支援ロボット等の様々なコンピュータ技術を用いた手術支援機器が開発されており、未来医療の主役を担うと期待されている。手術支援ロボットを導入する最大の目的の一つは、人間によるミスを限りなく0に近づけ、低侵襲かつ安全で信頼性の高い治療を実現することである。しかしながら、現在の手術支援ロボットでは、マスタ-スレイブ方式等を用いてロボットの動作決定を医師に依存する形態を用いており、治療成績は医師の技量に大きく影響されるのが現状である。そのため、ロボットの持つ定量性や精確性を十分に活かすことが可能な、自律的な動作により手技を実施する手術支援ロボットの完成が期待されている。

自律的な動作の実現が最も期待されている手技の一つに穿刺が挙げられる。穿刺治療では、回避すべき組織を避けながら目的とする組織に針の先端を精確に到達させることが要求される。そのため、精確な位置決めが可能なロボットを穿刺治療に導入する利点は大きい。しかしながら一方、穿刺時に生じる臓器の変形により目標組織や回避すべき組織の位置が変化するため、安全で精確な穿刺を実現するためには臓器の変形を考慮に入れて穿刺を実施する必要がある。よって、自律的な動作により精確な穿刺を実現するためには、臓器変形を推定・予測して穿刺経路を決定する知能が穿刺支援ロボットに必要となる。

本研究では、自律的な動作により精確な穿刺を実現する技術の開発を目的として、臓器の変形や応力とひずみの状態を推定・予測することが可能な臓器の物理モデルを構築することを課題とした。多くの臨床例がある一方、変形が生じやすく精確な穿刺が困難である肝臓に対する穿刺治療を対象とする。具体的には、まず、肝臓の有する材料力学的な特性を測定し、そのデータから応力とひずみの関係を表す材料特性モデルを導出した。次に、導出した材料特性モデルを元に、肝臓にかかる力と変形の関係を有限要素法を用いて定式化し、その数値解を得る手法に関してまとめた。構築した肝臓の物理モデルから算出した変形と*in vitro*実験にて取得した肝臓の変形を比較して、構築したモデルが実際の肝臓の挙動を再現可能であることを確認した。最後に、構築した肝臓の物理モデルを用いて変形や応力とひずみの状態変化を予測し、安全で精確な穿刺を実現する刺入位置・刺入角度を決定する方法を提案し、*in vitro*実験により提案手法の有効性を確認した。本論文は1章から9章で構成される。

第1章では、現在の手術支援ロボットに関する研究動向について述べ、治療中に生じる臓器の物理的な変化を考慮することにより、自律的な動作により手技を行なうことが可能な手術支援ロボットの必要性を示した。また、その技術課題として、「臓器の物理的な変化を推定・予測すること」および「推定・予測した物理

## 博士論文 概要

的な変化を用いて、自律的に動作を決定する知能を持つこと」を挙げた。臓器の物理的な変化を推定・予測するためには、臓器の物理モデルを構築することが重要であることを示した。また、自律的な動作を実現するための技術として、臓器の物理モデルを規範とした作業計画方法を課題として示した。

第2章では、本論文で扱う技術的な課題をまとめた。まず、低侵襲な治療であり様々な部位に用いられている穿刺治療に関して、本研究で対象とする肝臓を中心にまとめ、穿刺中に生じる臓器の変形が穿刺における精確性および安全性を低下させる原因であることを示した。そして、精確で安全な穿刺を実現するためには、穿刺中に生じる臓器の変形やひずみと応力の状態の変化を推定・予測し、最適な刺入位置および刺入角度を決定することが必要であることを示した。最後に、臓器の変形やひずみと応力の状態変化を予測するために、臓器の材料力学的な物理モデルを構築する必要性に関して述べ、その技術課題をまとめた。

第3章では、穿刺の際に生じる力学的な現象に関してまとめ、肝臓の物理モデルを構築するために必要な材料力学的な特性に関して考察した。まず、*in vitro*にて、穿刺を行なう際の肝臓の境界条件に近似できると考えられる、後方を固定した肝臓に対して穿刺を行なった。その結果、針の変位と針にかかる力の関係に非線形性が表れるという実験結果を得た。次に、穿刺速度を  $0.5[\text{mm}]-8.0[\text{mm}]$  の間で変化させて実験を行い、切断が生じる際の針の変位の穿刺依存性に関して調べた。これらの実験結果から、肝臓の穿刺時に生じる変形を精確に再現するためには、粘弾性および応力とひずみの非線形性を有する肝臓の物理モデルを構築することが必要であるという仮説をたてた。上記の特性を持つ物理モデルを構築するため、肝臓が有する応力とひずみの粘弾特性および非線形特性の測定およびモデル化について4章で述べ、その特性を持つ臓器の形状および境界条件を設定し、変形を解析する手法に関して5章でまとめた。

第4章では、応力とひずみの関係を表す材料特性モデルの導出に関して述べた。肝臓が有する材料力学的な特性を調べるために、ブタの肝臓に対して粘弾性測定器を用いて実験を行った。動的粘弾性試験により肝臓の粘弾性特性を測定し、その結果から、 $250[\text{rad/s}]$ までの領域において、肝臓の粘弾性特性は分数次微分項を有する6次の微分方程式を用いてモデル化できることを明らかにした。また、応力を変化させてクリープ試験を実施し、各応力に対するひずみの値を測定することで、肝臓が有する応力とひずみの非線形性を明らかにした。その結果から、分数次微分項の係数は、ひずみが小さい際には一定であり、ひずみが大きい際にはひずみの2次方程式にて表されることを示した。最後に、上記の結果から粘弾性と非線形性の両方を考慮した肝臓の材料特性モデルを導出した。

第5章では、肝臓の変形および応力とひずみの状態を推定・予測することが可能な物理モデルの構築方法に関して示した。まず、4章で示した材料特性モデルから有限要素法を用いて臓器変形を定式化し、その数値解を得る手法をまとめた。

次に、3章の実験と同様の形状・境界条件で解析した結果から、提案した肝臓の物理モデルの検証を行った。検証の結果、3章で得られた針の変位と針に作用する力の非線形性及び切断が生じる際の速度依存性が構築したモデルにより再現可能であることを確認した。さらに、穿刺の際に生じる臓器変形を超音波診断画像により測定し、肝臓が有する粘弾性および非線形性が変形に与える影響について調べた。実験で得られた実臓器の変形結果と比較することで、提案したモデルが実臓器の示す粘弾性的・非線形的な変形の特徴を再現可能であることを確認した。

第6章では、5章で構築した肝臓の物理モデルを用いて、針の最適な刺入位置および刺入角度を決定する穿刺経路の計画方法を提案した。まず、精確な穿刺を実現するためには、切断が生じる条件を確定的に表すのではなく、確率的に表して穿刺経路を決定することが重要であることを示した。そして、穿刺経路を決定するための評価値として、切断確率を考慮して算出する穿刺精度の期待値を導出した。次に、ある刺入位置において穿刺精度の期待値を最小にする最適な刺入角度を算出する方法をまとめた。すべての刺入位置において、最適な刺入角度およびその時の穿刺精度の期待値を算出し比較することで、最適な刺入位置を決定する方法を示した。

第7章では、6章で提案した刺入位置および刺入角度の計画方法の検証を行うために試作した超音波ガイド下穿刺支援マニピュレータに関して示した。本マニピュレータは3自由度を有しており、超音波画像上において1.0[mm]以下の精度で針の先端の位置を決定することが可能である。また、マニピュレータと一体化した超音波プローブから得られる超音波診断画像から、臓器内部の変形を測定することができる。さらに、針の根元に力センサを搭載しており、針にかかる力を測定することが可能である。これらの構成により、試作した穿刺マニピュレータでは、穿刺を行なう際に重要な情報を得ることが可能である。

第8章では、7章で示した穿刺支援マニピュレータを用いて、6章で提案した刺入位置および刺入角度の計画方法を、ブタの肝臓を用いた *in vitro* 実験を行い評価した。評価実験の結果、6章で提案した計画方法から導出される刺入位置・刺入角度から穿刺することによって、平均 6.2[mm]変位した目標組織に対して、1.5[mm]以下の精度で穿刺が可能であることを確認した。これらの実験結果から、本研究で提案する肝臓の物理モデルおよびに刺入位置および刺入角度の計画方法は肝臓に対する穿刺治療に有効であると考えられる。

第9章では、本研究で得られた成果をまとめて、残された課題に関して述べた。また展望として、臨床応用および提案した方法のその他の分野に対する応用事例、また、応用するための課題や解決指針に関して示した。

以上より、穿刺の際に生じる変形を再現可能な肝臓の物理モデル並びにそれを用いた穿刺経路の計画方法によって、精確な穿刺を実現する技術に関して示した。

# 目次

	頁
<b>第1章 序論</b>	<b>1</b>
1.1 緒言	1
1.2 手術支援ロボットの発達	2
1.2.1 コンピュータ外科の発達	3
1.2.2 処置ロボットの開発動向	3
1.2.3 外科医アシスタントロボットの開発動向	5
1.3 現在の手術支援ロボットにおける課題	7
1.3.1 現在の手術支援ロボットにおける動作決定方法	7
1.3.2 現在の手術支援ロボットにおける課題	9
1.4 研究課題	9
1.4.1 術中に生じる力学的な変化及び手術支援ロボットに求められる知能	10
1.4.2 臓器の物理モデルの構築	10
1.4.3 臓器の物理モデルを規範とした動作決定方法	11
1.5 本論文の構成	12
1.6 小括	14
<b>第2章 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボット</b>	<b>16</b>
2.1 緒言	16
2.2 様々な部位に対する穿刺治療	16
2.2.1 エタノール注入療法	16
2.2.2 熱凝固療法	17
2.2.3 ラジオ波焼灼療法	17
2.2.4 凍結療法	18
2.3 穿刺治療に用いる画像診断装置	18
2.3.1 超音波診断装置	18
2.3.2 X線 CT	20
2.3.3 MRI	21
2.3.4 画像診断装置の適用範囲	22
2.4 肝臓に対する穿刺治療	22
2.4.1 肝臓に対する穿刺治療の変遷	22
2.4.2 肝臓に対するエタノール注入療法	23
2.4.3 肝臓に対するマイクロ波凝固療法	23
2.4.4 肝臓に対するラジオ波焼灼療法	24
2.4.5 肝臓に対する穿刺治療の問題点	25
2.5 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボットシステム	25
2.5.1 穿刺治療における問題点	25
2.5.2 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボットシステムの構想	26
2.5.3 臓器の物理モデルの重要性	28
2.6 本論文で扱う研究課題	28
2.6.1 肝臓の物理モデルの構築	30
2.6.2 肝臓の物理モデルを用いたプランニング手法	31
2.6.3 本研究の特色	31

2.7 小括 .....	31
<b>第3章 穿刺力の解析</b> .....	<b>33</b>
3.1 概要 .....	33
3.2 in vitro 実験による穿刺力の解析 .....	33
3.2.1 実験方法及び実験結果 .....	34
3.2.2 考察 .....	34
3.3 穿刺力の速度依存性 .....	37
3.3.1 実験方法 .....	37
3.3.2 実験結果 .....	38
3.3.3 考察 .....	40
3.4 小括 .....	42
<b>第4章 材料特性モデルの構築</b> .....	<b>43</b>
4.1 概要 .....	43
4.2 粘弾性試験機 .....	44
4.3 動的粘弾性試験による粘弾性特性のモデル化 .....	45
4.3.1 概要 .....	45
4.3.2 実験方法及び実験結果 .....	46
4.3.3 低周波数特性のモデル化 .....	47
4.3.4 高周波数特性のモデル化 .....	49
4.4 クリープ試験による粘弾性特性の検証 .....	52
4.4.1 概要 .....	52
4.4.2 クリープ試験のモデル化 .....	52
4.4.3 方法及び結果 .....	53
4.4.4 考察 .....	54
4.5 応力とひずみの非線形特性のモデル化 .....	55
4.5.1 概要 .....	55
4.5.2 方法と結果 .....	55
4.5.3 考察 .....	57
4.5.4 課題 .....	58
4.9 組み合わせ応力に対する粘弾性及び非線形性 .....	58
4.10 小括 .....	59
<b>第5章 肝臓の物理モデルの構築</b> .....	<b>61</b>
5.1 概要 .....	61
5.2 肝臓の物理モデルの構築 .....	61
5.2.1 概要 .....	62
5.2.2 定式化 .....	62
5.2.3 増分形による定式化 .....	63
5.2.4 粘弾性方程式の解法 .....	64
5.2.5 非線形方程式の解法 .....	65
5.3 仮説の検証 .....	70
5.3.1 概要 .....	70
5.3.2 針の変位と針に作用する力の関係 .....	70
5.3.3 切断が生じる針の変位の速度依存性 .....	72
5.4 変形の再現性の検証 .....	73

5.4.1	概要	73
5.4.2	変形の計測方法	73
5.4.3	肝臓の変形測定	73
5.4.4	肝臓の物理モデルによる変形計算	77
5.5	小括	82
<b>第6章</b>	<b>プランニング法の構築</b>	<b>83</b>
6.1	概要	83
6.2	切断が生じる力の確率的な解析	85
6.2.1	切断が生じる力の確率分布モデル	86
6.2.2	切断が生じている確率のモデル化	87
6.3	切断条件のモデル化	87
6.3.1	針の先端近傍の応力に関する考察	87
6.3.2	方法	88
6.3.3	切断確率分布モデル	91
6.3.4	切断条件モデルのメッシュに対する依存性	92
6.4	切断確率を考慮した計画	96
6.4.1	穿刺精度の定義	96
6.4.2	穿刺精度の期待値	97
6.5	刺入角度・刺入位置の計画方法	98
6.5.1	肝臓の物理モデル	98
6.5.2	穿刺精度期待値と刺入角度の関係	99
6.5.3	最適な刺入角度の決定方法	101
6.5.4	最適な刺入位置の決定方法	103
6.5.5	プランニング方法 まとめ	108
6.6	小括	108
<b>第7章</b>	<b>超音波ガイド下穿刺支援マニピュレータの開発</b>	<b>110</b>
7.1	概要	110
7.2	コンセプト	111
7.2.1	使用方法	111
7.2.2	画像診断装置	112
7.2.3	要求仕様	113
7.3	フレキシブルラックによる駆動力伝達	114
7.3.1	フレキシブルラック	114
7.3.2	ロストモーション対策	115
7.3.3	駆動系の構成	116
7.3.4	精度検証	116
7.4	機構	117
7.4.1	自由度構成	117
7.4.2	マニピュレータの構造	118
7.4.3	マニピュレータの諸元	122
7.5	レジストレーション方法及び精度検証	125
7.5.1	レジストレーション方法	125
7.5.2	試験方法及び試験結果	127
7.5.3	考察	127
7.6	小括	129



<b>第 8 章</b>	<b>評価試験</b>	<b>131</b>
8.1	概要 .....	131
8.2	実験条件 .....	131
8.3	プランニング .....	132
8.3.1	方法 .....	132
8.3.2	結果 .....	133
8.4	実験 .....	138
8.4.1	方法 .....	138
8.4.2	結果 .....	138
8.4.3	考察 .....	142
8.5	小括 .....	143
<b>第 9 章</b>	<b>結言</b>	<b>144</b>
9.1	まとめ及び意義 .....	144
9.2	展望 .....	148

参考文献

謝辞

APPENDIX

# 図の目次

	頁
<b>第 1 章 序論</b>	
Fig. 1.1 Relationship between knowledge and intelligence for robot .....	3
Fig. 1.2 ROBODOC <sup>®</sup> .....	5
Fig. 1.3 Neuromate <sup>TM</sup> .....	6
Fig. 1.4 CyberKnife <sup>®</sup> .....	7
Fig. 1.5 ZEUS <sup>®</sup> .....	8
Fig. 1.6 da Vinci <sup>®</sup> surgical system (Intuitive Surgical Inc.) .....	8
Fig. 1.7 Configuration of this thesis .....	15
<b>第 2 章 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボット</b>	
Fig. 2.1 Image of liver obtained by ultrasound equipment .....	19
Fig. 2.2 Image of liver obtained by CT .....	21
Fig. 2.3 Image of liver obtained by MRI .....	21
Fig. 2.4 Therapeutic effect of PEIT .....	23
Fig. 2.5 Therapeutic effect of PMCT .....	24
Fig. 2.6 Therapeutic effect of RFA .....	25
Fig. 2.7 Organ model based – needle insertion system .....	27
Fig. 2.8 Concept Scheme for Identifying Model Parameter .....	30
<b>第 3 章 穿刺力の解析</b>	
Fig. 3.1 Experimental setup for evaluation of needle insertion force .....	35
Fig. 3.2 Camera images for evaluation .....	35
Fig. 3.3 Experimental result of needle insertion force .....	36
Fig. 3.4 Events on needle insertion .....	37
Fig. 3.5 Experimental setup of experiment for evaluating velocity dependency .....	38
Fig. 3.6 Experimental manipulator of experiment for evaluating velocity dependency .....	38
Fig. 3.7 Relationship between needle displacement and force .....	39
Fig. 3.8 Relationship between needle velocity and cutting force .....	39
Fig. 3.9 Relationship between needle velocity and cutting displacement .....	40
<b>第 4 章 材料特性モデルの構築</b>	
Fig. 4.1 Rheometer .....	45
Fig. 4.2 Mechanical Impedance of Liver .....	47
Fig. 4.3 Mechanical Impedance of Liver (Low Frequency Characteristics) .....	48
Fig. 4.4 High Frequency Characteristics .....	51
Fig. 4.5 Result of creep test 0-180[sec] .....	53
Fig. 4.6 Result of creep test 0-2[sec] .....	54
Fig. 4.7 Stress-strain diagram .....	56
Fig. 4.8 Stiffness-strain diagram .....	56
Fig. 4.9 Derivative order-strain diagram .....	57
<b>第 5 章 肝臓の物理モデルの構築</b>	
Fig. 5.1 The solution of nonlinear FEM equation .....	68
Fig. 5.2 Model shape for evaluation .....	71
Fig. 5.3 Comparison of experiment and simulation (needle force) .....	71
Fig. 5.4 Comparison of experiment and simulation (puncture displacement) .....	72
Fig. 5.5 Concept of experimental setup .....	75

Fig. 5.6	Force loaded on liver	76
Fig. 5.7	Experimental result of organ deformation	76
Fig. 5.8	Model shape for deformation evaluation	77
Fig. 5.9	Experimental result of Displacement at measured point	78
Fig. 5.10	Model deformation for model evaluation	79

## 第6章 プランニング法の構築

Fig. 6.1	Velocity dependency of cutting force	85
Fig. 6.2	Probability distribution of cutting Force.	86
Fig. 6.3	Probability of cutting event.	88
Fig. 6.4	Model shape constructed by mesh(a)	89
Fig. 6.5	Model shape constructed by mesh (d)	90
Fig. 6.6	Definition of element for evaluation of cutting stress	91
Fig. 6.7	Simulation result of liver deformation by mesh(a).	93
Fig. 6.8	Probability distribution of cutting stress.	95
Fig. 6.9	Simulation result of liver deformation by mesh(d).	94
Fig. 6.10	Relationship between mesh size and cutting stress $\sigma_c$	95
Fig. 6.11	Insertion Precision.	98
Fig. 6.12	Shape of liver model.	100
Fig. 6.13	Relationship between insertion precision and angle.	100
Fig. 6.14	Relationship between insertion angle and $IP^2$ .	101
Fig. 6.15	Optimization process	102
Fig. 6.16	Relationship between insertion point and precision	104
Fig. 6.17	Deformation of liver model from insertion position 1	105
Fig. 6.18	Deformation of liver model from insertion position 8	106
Fig. 6.19	Deformation of liver model from insertion position 15	107
Fig. 6.20	Relationship between insertion precision and displacement direction	108

## 第7章 超音波ガイド下穿刺支援マニピュレータの開発

Fig. 7.1	Ultrasound Equipment for needle insertion manipulator	114
Fig. 7.2	Flexible rack and guide tube.	115
Fig. 7.3	Mechanism of flexible rack drive	117
Fig. 7.4	Avoidance of blood vessel	118
Fig. 7.5	Mechanism of manipulator.	120
Fig. 7.6	Mechanism of manipulator.	120
Fig. 7.7	Overview of manipulator of translation side	121
Fig. 7.8	Overview of manipulator of slide-crank side	121
Fig. 7.9	Range of motion at Posture D.O.F	123
Fig. 7.10	Range of motion at Positioning D.O.F	123
Fig. 7.11	Range of motion at Needle insertion D.O.F	124
Fig. 7.12	Coordinate system of manipulator	124
Fig. 7.13	Registration process	126
Fig. 7.14	Experimental setup for registration.	128
Fig. 7.15	Artifact of needle	129

## 第8章 評価試験

Fig. 8.1	Experimental setup of evaluation experiment.	132
Fig. 8.2	Ultrasound image of evaluation experiment.	133
Fig. 8.3	Model shape for evaluation experiment	135
Fig. 8.4	Result of insertion precision at each node	135
Fig. 8.5	Model deformation of insertion from node 4	136
Fig. 8.6	enlarged view at target point of Fig8.5	137

Fig. 8.7	Ultrasound image during experiment . . . . .	139
Fig. 8.8	enlarged view at target point of Fig8.7 . . . . .	140
Fig. 8.9	Needle insertion force during experiment. . . . .	141
Fig. 8.10	Needle insertion force during experiment. . . . .	141
Fig. 8.11	Experimental result of needle insertion precision. . . . .	142

## 第 9 章 結言

Fig. 9.1	List of Contents. . . . .	147
----------	---------------------------	-----

## 参考文献

## 謝辞

## APPENDIX

# 表の目次

	頁
第1章 序論	
Table 1.1 Classification of systems for computer aided surgery .....	4
Table 1.2 Classification of surgical assist robot .....	4
第2章 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボット	
Table.2.1 Probe of ultrasound equipment .....	20
Table 2.2 Comparison with relative work .....	32
第3章 穿刺力の解析	
Nothing .....	
第4章 材料特性モデルの構築	
Table 4.1 Specification of AR550 .....	50
Table 4.2 Coefficient of Equation(4-21) .....	52
第5章 肝臓の物理モデルの構築	
Nothing .....	
第6章 プランニング法の構築	
Table 6.1 Parameter for probability distribution of cutting force .....	87
Table 6.2 Mesh size .....	90
Table 6.3 Parameter for probability distribution of cutting force defined by stress .....	95
Table 6.4 Parameter of Cutting Probability Distribution defined by stress .....	96
第7章 超音波ガイド下穿刺支援マニピュレータの開発	
Table 7.1 Specification of Ultrasound Equipment .....	113
Table 7.2 Parameter of needle insertion manipulator .....	125
Table 7.3 Force sensor specification .....	125
Table 7.4 Result of registration .....	128
第8章 評価試験	
Table 8.1 Experimental value of insertion precision .....	142
第9章 結言	
Nothing .....	
参考文献	
謝辞	
APPENDIX	

# 数学記号

## 3 章

$F_c$  . . . 切断が生じる際に針に作用する力  
 $dc$  . . . 切断が生じる際の針の変位

## 4 章

(粘弾性測定試験)

$\varepsilon$  . . . せん断応力  
 $\sigma$  . . . 横ひずみ  
 $\omega$  . . . 周波数  
 $\varepsilon_0$  . . . せん断応力の振幅  
 $\sigma_0$  . . . 横ひずみの振幅  
 $G$  . . . 横弾性係数  
 $\eta$  . . . 粘性係数  
 $m$  . . . 慣性係数  
 $G^*$  . . . 複素弾性率  
 $G'$  . . . 貯蔵弾性係数  
 $G''$  . . . 損失弾性係数  
 $k$  . . . 分数次微分項の次数

(材料特性モデル)

$G_k$  . . . 分数次微分項の横弾性係数  
 $k$  . . . 分数次微分項の次数  
 $\eta$  . . . 粘性係数  
 $G_0$  . . . 線形領域における横弾性係数  
 $a_g$  . . . 非線形項の係数  
 $k_0$  . . . 線形領域における横弾性係数  
 $a_k$  . . . 非線形項の係数

(組み合わせ応力に対する材料特性モデル)

$\nu$  . . . ポアソン比  
 $E_k$  . . . 分数次微分項の横弾性係数

$\varepsilon_r$  . . . 主ひずみ  
 $E_o$  . . . 線形領域における縦弾性率  
 $a_E$  . . . 縦弾性率における非線形項の係数

## 5 章

$\sigma$  . . . 応力ベクトル  
 $\varepsilon$  . . . ひずみベクトル  
 $E_o$  . . . 線形領域における縦弾性率  
 $a_E$  . . . 縦弾性率における非線形項の係数  
 $B$  . . . 各要素のひずみと変位を表す行列  
 $D$  . . . 応力とひずみの関係を表す行列  
 $D_o$  . . . 応力とひずみの関係を表す行列(線形部分)  
 $k_e$  . . . 要素剛性行列  
 $u_e$  . . . 要素応力ベクトル  
 $f_e$  . . . 要素ひずみベクトル  
 $U$  . . . 全体変位ベクトル  
 $F$  . . . 全体外力ベクトル  
 $K$  . . . 剛性行列  
 $K_t$  . . . 接線剛性行列  
 $\varepsilon_r$  . . . 主ひずみ  
 $k$  . . . 分数次微分項の次数

## 6 章

$\sigma_n$  . . . 針近傍の応力  
 $P$  . . . 切断確率  
 $p$  . . . 切断確率分布  
 $L_c$  . . . 穿刺精度  
 $IP$  . . . 穿刺精度の期待値  
 $r$  . . . 刺入位置  
 $\theta$  . . . 刺入角度

## 第 1 章 序論

- 1.1 緒言
  - 1.2 手術支援ロボットの発達
  - 1.3 現在の手術支援ロボットにおける問題点及び課題
  - 1.4 研究課題
  - 1.5 本論文の構成
  - 1.6 小括
- 

### 1.1 緒言

近年、少子高齢化・人口減少といった社会的背景から、人間作業の支援または代替が可能な、知能ロボットの必要性が高まっている。このニーズに対応するために、手術ロボット、在宅介護ロボット、警備ロボットなど医療福祉分野から生活におけるサービス分野に至るまで様々なロボットの研究がなされている。しかし一方で、それらのロボットは実際の社会・生活分野において普及するまでには至っていない。既に世の中に普及した産業用ロボットは、ある整備された環境において、特性が既知で高い剛性を持つ対象に対する作業に特化することで成功を収めた。それと比較し、社会・生活分野においては、ロボットがおかれる環境は常に複雑に変化し、また対象物には個体差が存在することが多く、形状も変化しやすい。さらに、人と直接的に接触することがロボットに求められる機会が増加するために、ロボットと人の関係は状況に応じて時に柔軟に接触すべき関係になり、時には接触を回避すべき関係にもなる。しかし、現在ロボットが実行可能な作業は限定的でパターン化できる簡易なものに留まっており、医療福祉分野から生活に至る分野に用いるのには至っていない。ロボットによる作業支援の適用範囲拡大を目的とする、対象物や環境の変化・個体差に適応しながら作業を行うことが可能な知能の開発は、少子高齢化問題を抱える先進国の最重要課題の一つであると言える。

社会・生活分野で用いられるロボットに必要とされる知能として、作業計画に関する知能と作業遂行に関する知能がある。ここで、知能とは「学習、理解、推論によって対象物や環境に適応して問題に対処する知的機能」であり、「経験に基づいた知識という情報と対象物や環境から得られる情報を統合し、目的に適った処理をする能力」とする。人が対象物や環境の変化に適応した作業を柔軟、かつ巧みに対処できるのは、情報処理能力である知能のみではなく、対



## 1 序論

対象物や環境に関する経験に基づく情報のデータベースを知識として有し、作業計画や作業遂行に利用しているからである。よって、対象物や環境の変化、個体差に適応しながら作業を行う知能をロボットが獲得するためには、対象物や環境の知識も同様にロボットに付与し、その知識を用いて作業計画や作業遂行に関する知能を構築することが有効であると考えられる (Fig.1.1)。

本論文では、社会・生活分野で共通に必要なとされるロボットの対象物や環境の変化に適応する作業知能を、手術支援という社会的な必要度の高い領域に実問題を設定して研究開発を行う。

### 1.2 手術支援ロボットの発達

近年、患者自身のQOL(Quality of Life)向上へ貢献する等の医学的なメリットに加えて、社会・経済に対する大きな貢献も見込まれるため、患者の身体的負担を最小限に抑制する手術(低侵襲手術)に対する取り組みが盛んに行われている。手術の低侵襲化を目指して、手術支援ロボット等の様々なコンピュータ技術を用いた手術支援システムが開発されており、これらを用いたコンピュータ外科が未来医療の主役を担うと期待されている<sup>[1-1][1-2]</sup>。

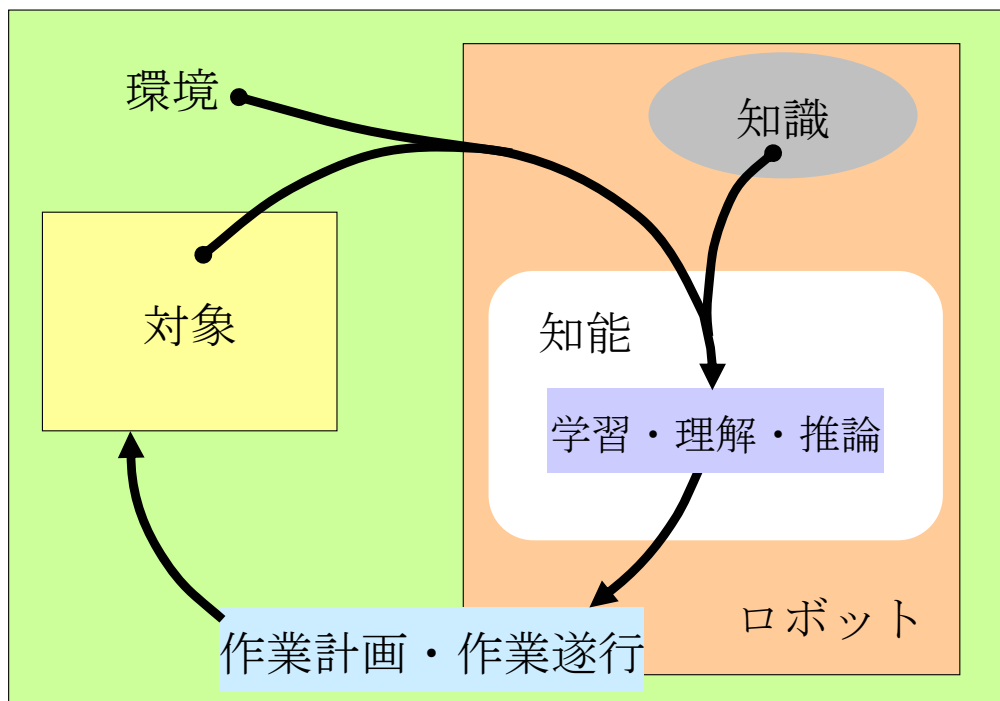


Fig.1.1 Relationship between knowledge and intelligence for robot

## 1 序論

### 1.2.1 コンピュータ外科の発達

コンピュータ外科を支援する機器は、機能や利用形態から、Table 1.1に示すように(a)手術支援ロボット、(b)プランニングシステム、(c)ナビゲーションシステムの3つに大きく分けられる。(a)手術支援ロボットは、コンピュータを用いたロボット技術により、より精確で確実な手術を遂行することを目的とし、実際の治療行為を行う治療機器である。(b)プランニングシステムは、手術環境を仮想的な空間上で再現し、それを用いて手術のプランニングをすることに用いる。また、(c)ナビゲーションシステムは、超音波診断画像、MRIやCTで得られた術前画像の座標系と実空間の座標系の関係を光学式・磁気式あるいは機械式の3次元位置計測装置を用いて測定し、統合した座標系を元にナビゲーション画像を生成・術者に提示する機能を提供する。

現在、上記(a)(b)(c)のシステムを統合した手術支援システムが研究・開発されている。例えば、内視鏡下手術支援システム「da Vinci®: Intuitive Surgical 社」や「ROBODOC®: Integrated Surgical Systems 社」のような研究開発・実用化が行われており、コンピュータ外科が臨床の現場で活躍しつつある。

以下の項では、本研究に最も関わりが深い関連技術である(a)手術支援ロボットの研究開発動向について述べる。手術支援ロボットは大きく分類して、Table 1.2に示すように、画像誘導で外科処置を行う処置ロボットと、外科医の処置を補助する外科医アシスタントロボットに大別される<sup>[1-3]</sup>。処置ロボットは、手術前に撮影された医用画像と、その医用画像から生成された手術計画を忠実かつ精密に実行することを主たる目的としている。一方、外科医アシスタントロボットは外科医が手術器具のごとく自在に扱うロボットである。以下に、それぞれの特徴を示す。

### 1.2.2 処置ロボットの開発動向

処置ロボットは、手術前及び場合によっては手術中に、撮影された医用画像を元に作成された手術計画のとおり、ロボットを自動的に動作させ、治療行為を行うロボットである。術前画像空間と実空間の関係が比較的一致する症例に使用され、整形外科領域や小切開からの頭蓋内穿刺などに用いられ、主として術式の高精度化を目的とする。この方式は、整形外科・脳神経外科において発達した手術ナビゲーション技術を土台に開発されたものであり、手術支援ロボットの研究開発において比較的早い段階で発展した。

## 1 序論

Table 1.1 Classification of systems for computer aided surgery

コンピュータ外科支援機器の分類		
手術支援ロボット	プランニングシステム	ナビゲーションシステム
治療行為を支援する.	手術計画の構築を支援する.	術中環境の認識を支援する.

Table 1.2 Classification of surgical assist robot<sup>[1-3]</sup>

手術支援ロボティクスシステムの分類	
処置ロボット	外科医アシスタントロボット
術前・中画像による3次元位置データを元に決定された患部への、手術器具の導入や、切除作業を行う.	術中補助として、術者などの操作により多様な作業を行う.

開発事例として代表的なものとして、整形外科分野において、手術支援ロボットとして世界で最初に臨床応用が行われ、現在まで多くの臨床応用を重ねているROBODOC®がある<sup>[1-4][1-5]</sup>。ROBODOC®は人工股関節を埋め込むために骨切除を行うロボットであり、ナビゲーション技術を用いて手術対象の骨位置を術中にリアルタイムで取得し、骨を人工股関節の形状・サイズ通りに骨を削ることに特徴がある。あらかじめ決められた人工股関節の形状・サイズから3次元のX線CT画像内に骨切除シミュレーションを行って手術計画を構築するシステムとなっている。同様のものにCASPAR (USR Otho GmbH社)<sup>[1-6]</sup>があり、研究開発段階のものとして、切削時の力や温度をモニタしながら骨切除を行う光石らによるもの<sup>[1-7]</sup>、CT画像による治療計画を元に医師が直接手動で操作を加えるAcrobot<sup>[1-8]</sup>がある。さらに、患者の骨に直接据え付けて股関節や脊椎の治療を行う小型のロボット<sup>[1-9][1-10]</sup>も考案されている。

また、脳神経外科においては、定位脳手術（頭蓋骨に目盛りつきのフレームを取り付け、座標管理をしながら行う手術）をロボット化したNeuromate™及びPathfinderが主として脳腫瘍の生検を中心に多くの臨床適応を重ねている<sup>[1-11][1-12]</sup>。Neuromate™は産業用ロボットの転用ではあるが6自由度のアーム型ロボットであり、術前MRIの画像情報から手術計画を作成し、計画通りに患部まで穿刺を行う。また、定位的放射線照射を行う装置として、病巣を仮想中心として約100箇所の座標から連続的にX線照射するCyberKnife®がある<sup>[1-13]</sup>。

さらに近年、術中に断面画像を取得し、術前の計画を逐次修正しながら治療を行う術中画像誘導型のシステムが提案されている。MR画像を用いたものが代表的であり、脳神経外科をはじめ、腹部外科、泌尿器科まで、幅広い領域を対象に研究されている。鎮西ら<sup>[1-14]</sup>、正宗ら<sup>[1-15][1-16]</sup>、岸ら<sup>[1-17]</sup>、Axel Krieger ら

## 1 序論

[1-18], Cyrus Raoufiら[1-19], Nikolaos V. Tsekosら[1-20], Larson BTら[1-21]によるものがある。またCT画像を用いたものとして, Fichtingerらによる前立腺生検ロボット[1-22]がある。超音波診断画像については, リアルタイムに画像が得られるという特徴を生かしたものが多く提案されている。洪らは, 呼吸をはじめとする臓器の移動を補償しながらターゲットに追従して穿刺を行うロボット[1-23]を, 光石らは同様に集束超音波による治療を行うロボット[1-24]を開発した。

### 1.2.3 外科医アシスタントロボットの開発動向

外科医アシスタントロボットは, 開発が始められた時期は処置型ロボットよりも遅かったが産業的な成功は早かった。これらは, 外科手術中に外科医の補佐的役割をなすロボットであり, 主に外科医の能力ではなしえない作業を能力拡張機能で可能とすることを目的とし, 機能拡張された新しい術者の手として位置付けられる。能力拡張機能には, 例えば, 人間の手では実現不可能な微細作業を実現することや腹壁に開けた小さな穴(2.0mm~10mm)から腹腔内に挿入されて, 腹腔内で多自由度の動きをすることが挙げられ, これらのことを実現するロボットが開発されている。さらには, 遠隔地にいる外科医が操作して手術を行う遠隔手術支援ロボットも人間では成し遂げることができないことを可能とする。これら拡張能力を実現するため, マスタ・スレーブマニピュレータに代表される方式で, 術者の手の動きを体内で再現するロボットが開発され, 主として心臓外科や腹部外科における内視鏡外科手術への応用がなされている。

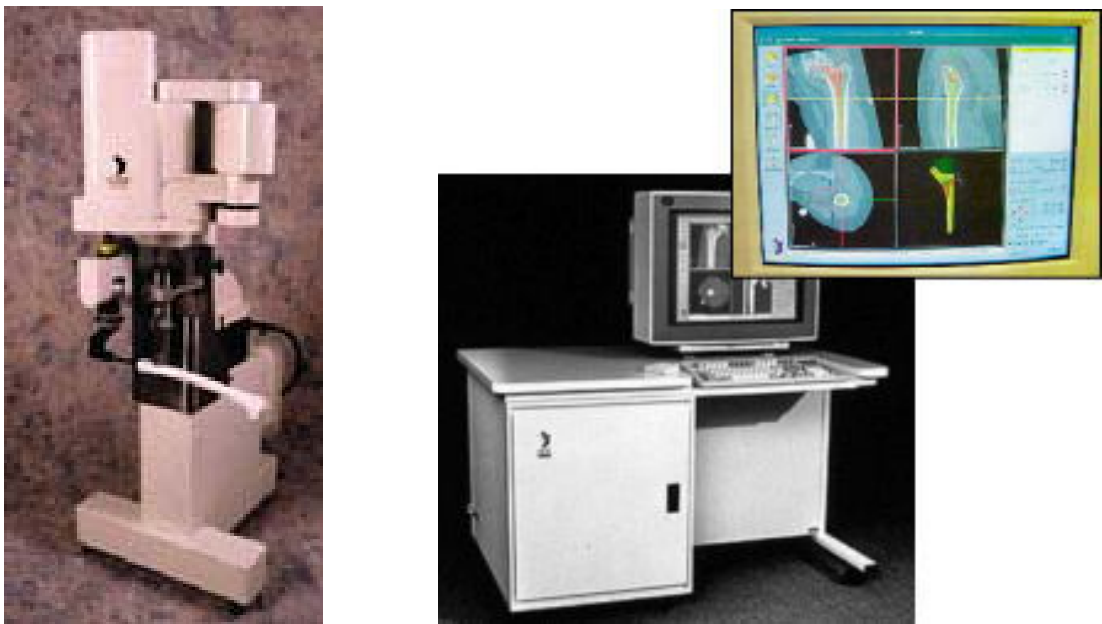


Fig.1.2 ROBODOC<sup>®</sup>

## 1 序論



Fig.1.3 Neuromate™



Fig.1.4 CyberKnife®

外科医アシスタントロボットの代表的な例として、ZEUS®と da Vinci®がある。ZEUS®は Computer Motion 社 (2003 年 6 月に Intuitive Surgical 社と合併) で開発され、1997 年に胆嚢摘出術を行い、ロボットを用いた内視鏡外科手術を始めて成功させた<sup>[1-25] [1-26] [1-27]</sup>。2001 年に FDA 認可を受けた後、腹部を中心とした症例を重ねており、小児外科にも用いられた。da Vinci®は 2000 年に FDA 認可を受けた後、主に腹腔内の作業において用いられてきた<sup>[1-28] [1-29] [1-30] [1-31]</sup>。最近では、その微細な動作から非常に高度な手術である完全内視鏡下冠状動脈バイパス手術にもその用途を広げている。Fig.1.6(a)に da Vinci®の外観を示す。Fig.1.6 (b)は

## 1 序論

da Vinci®のスレーブマニピュレータであり、内視鏡や治具を保持する3自由度のアームが取り付けられている。アームの自由度はヨー、ピッチと軸方向の挿入である。さらに治具の先端には4自由度（ヨー、ピッチ、ロール、把持）のコンパクトな動作が付加しており、この自由度を使って組織の剥離等を行う。外科医はコンソールに座り、立体内視鏡画像を見ながら、Fig.1.6(c)のマスターマニピュレータを両手で操作することで、Fig.1.6(d)に示すような治療器具を使い手術を実施する。これらは、内視鏡外科手術の欠点である自由度不足、座標系の不一致の問題を補っている。現在では欧米を中心に、両システム合わせて数万例の臨床を行っている<sup>[1-32]</sup>。

また開発段階のマスタ・スレーブ型の手術支援システムとして、佐久間らによる吊り下げ式のものがある<sup>[1-33]</sup>。内視鏡とエンドエフェクタが組み合わさったシステムとしては藤江らのもの<sup>[1-34][1-35]</sup>、患部までのアプローチパスを柔軟にとれるシステムとしては生田らのものがある<sup>[1-36]</sup>。これらの技術の延長として、軟性内視鏡とエンドエフェクタが組み合わさったNOTES(Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery)を対象としたシステムを鈴木ら<sup>[1-37]</sup>、Daniel J. Abbottら<sup>[1-38]</sup>、S.C. Lowら<sup>[1-39]</sup>が開発している。

また現在臨床で使用されているマスタ・スレーブ型の手術支援システムには力覚がないため、術者に力覚をフィードバックする研究開発も盛んに行われている。力覚フィードバック機能を有したシステムを、光石ら<sup>[1-40][1-41][1-42]</sup>、川嶋ら<sup>[1-43][1-44]</sup>、大西ら<sup>[1-45]</sup>が開発している。その他に、ロボットシステムならではのものとしては、臓器の動きに追従する中村らの臓器運動補償型手術ロボットシステムの開発がある<sup>[1-46][1-47]</sup>。

### 1.3 現在の手術支援ロボットにおける課題

手術支援ロボットを導入する最大の目的の一つは、ロボットの持つ定量性・精確性を十分に活かすことで、医師によるミスを限りなく0に近づけ、安全で信頼性の高い医療を実現することである<sup>[1-48][1-49]</sup>。本節では、現在の手術支援ロボットにおける動作決定方法に関して述べ、それより、現在の手術支援ロボットにおける課題を明らかにする。

#### 1.3.1 現在の手術支援ロボットにおける動作決定方法

現在の手術支援ロボットにおける動作決定法を(a)整形外科領域及び脳外科領域、(b)腹部外科領域及び胸部外科領域に分けて、以下に記述する。

## 1 序論



Fig.1.5 ZEUS<sup>®</sup>



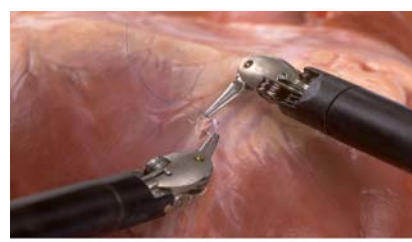
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig.1.6 da Vinci<sup>®</sup> surgical system (Intuitive Surgical Inc.)

- (a) **整形外科領域及び脳外科領域：**整形外科領域では，対象とする骨等の組織は非常に硬い組織であり，なおかつ，固定すれば術中に骨全体の位置条件が変化することはない．また，脳も硬い頭蓋骨に囲まれた組織であり，術前・術中の手術環境の変化が非常に小さいことから，脳を剛体と仮定し術前画像座標を用いることが可能であると考えられている．つまり，これらの領域では，作業中に対象臓器が移動・変形しないため，術前計画を行っ



## 1 序論

た位置的な状況を作業中に維持でき、術前の幾何学的や位置情報を利用すれば、目的とする治療を実現することができると考えられている。そのため、整形外科領域及び脳外科領域では、処置ロボットが対象組織の3次元座標に基づく定位的手術の補助を行っており、臨床的に有意な点が数多く証明されている。しかしながら、これらの処置ロボットでは、医師が術前に入力した位置にロボットが動作する機能を有しているのみであり、例えば、ROBODOC®を治療に用いた際の医師の不適切な使用による神経損傷や筋損傷の合併症等の問題点も報告されている<sup>[1-50]</sup>。

- (b) **腹部外科領域及び胸部外科領域：**腹部外科領域及び胸部外科領域においては、対象臓器が作業中に呼吸動により移動し変形すると、術前計画との位置ずれが起こるため、手術計画通りの動作では治療を実現することはできない。そのため、master-slave方式によるロボットの動作決定を医師に任せる外科医アシスタントロボットが多く用いられている。しかしながら、外科医アシスタントロボットを用いた治療では開腹手術に比べると、医師が臓器に触っている触覚を伝えることが困難であることや、Master manipulatorの操作性やSlave manipulatorと医師自身の手の形状が異なる等の理由から、治療の際に医師が違和感を持つことも多い。そのため、現在の外科医アシスタントロボットを利用する際には、これらの違和感を補正するために、医師は訓練を通じて学習する必要がある。また、違和感を補正しながら治療を行うため、手術手技における医師への負担は大きい。

### 1.3.2 現在の手術支援ロボットにおける課題

ロボットの動作決定を医師に依存するシステムでは、ロボットの持つ定量性・精確性を十分に活かすことはできず、「医師の操作における手技のミスが生じる可能性がある」、「医師の技量により手術成績にばらつきがでる」等の問題を根本的に解決することができない。そのため、真に安全で信頼性の高い治療の実現には至っていない。医師によるミスを限りなく0に近づけ安全で信頼性の高い医療を実現するためには、手術支援ロボットが自律的な動作により治療を実施し、手術支援ロボットの最大のアドバンテージである定量性・精確性を十分に活かした治療を行う必要があると考えられている。

## 1.4 研究課題

本研究では、自律的な動作により治療行為を行うことが可能な手術支援ロボットの開発を目標とする。本節では、自律的な動作により治療行為を行うため



## 1 序論

の技術課題について述べる．まず，1.4.1節において，術中に生じる臓器の力学的な変化について述べ，1.4.2節でそれらを推定・予測するための臓器の物理モデルに関して示す．最後に，臓器の物理モデルを規範とした手術支援ロボットの動作決定法に関して示す．

### 1.4.1 術中に生じる力学的な変化及び手術支援ロボットに求められる知能

力学的な視点から見ると，治療中，臓器には様々な力学的な変化が生じる．外科の基本的な手技である穿刺・把持・縫合等では，臓器に力を作用させ臓器の変形を生じさせることにより治療を行なうため，材料力学的な変化が臓器に生じる．また，ラジオ波焼灼療法や収束超音波を用いた治療では，がん細胞周辺の組織の温度を変化させ，がん細胞を焼灼することで除去するため，臓器の熱力学的な変化を治療に活用している．さらに，ステント等の血管の治療では，中に流れる血流等の状態を治療において変化させることを目的としており，流体力学的な考慮が重要となる．

現在研究されている手術支援ロボットに関する技術では，主に臓器形状や位置等の幾何学的な情報のみを考慮して治療を実施しているが，治療中に生じるこれらの力学的な変化を適切にすることが，さらに安全で信頼性の高い医療のために重要である．また，自律的な動作により治療行為を行うことが可能な手術支援ロボットを開発するためには，臓器の力学的な変化することに対応する必要がある，力学的な状態変化に対応することが可能な知能を構築することが重要となる．

### 1.4.2 臓器の物理モデルの構築

人が対象物や環境の変化に適応した作業を柔軟，かつ巧みに対処できるのは，情報処理能力である知能のみではなく，対象物や環境に関する経験に基づく情報のデータベースを知識として有し，作業計画や作業遂行に利用しているからである．よって，対象物の変化に対応しながら作業を行う知能をロボットが獲得するためには，対象物の知識をロボットに付与し，その知識から推定される情報を用いて作業計画や作業遂行に関する知能を構築することが有効であると考えられる．

これは手術に対応させると，臓器に対する知識を規範として，臓器内部の応力・ひずみ状態や温度等の治療上重要な力学的な情報を推定・予測し，作業計画知能や作業遂行知能に利用することに値する．そのため，目標とするシステムを構築する上で「(I)治療中に生じる力学的変化を予測・推定する方法」が必要となる．(I)を実現するためには，臓器の物理モデルを構築することが重要となる．臓器の力学的な挙動をモデル化することで，治療やその際に生じる力学

## 1 序論

的な変化をシミュレータ上で再現することができ、治療中に生じる力学的変化を予測・推定することが可能となる。また、臓器の応力・ひずみ状態等、直接センサで測定できない力学量も臓器の物理モデルを用いることで推定することが可能となる。

(I)においては臓器の力学的な挙動を精確に再現可能であることが求められるため、臓器の物理モデルを構築する際には、その詳細さ・精確さが非常に重要である。近年、手術トレーニングシステムやプランニングシステムの構築を目的として、臓器のモデル化技術が多く研究されている。しかしながら、モデル化の対象となる臓器は生体材料であり、その力学的特性は非常に複雑であるため、これらの基礎特性についていまだ不明な点が多い。そのため、手術中に生じる臓器変形や温度変化等の力学的変化を精確に再現するモデルを構築することは困難であるのが現状であり、得られた定量的なデータの信頼性の低さが大きな問題である。これらの考察により、臓器に対する知識を詳細に定量化し、術中に生じる臓器変形や温度変化等の力学的変化を精確に再現するモデルを構築することは大きな研究課題の一つである。

### 1.4.4 臓器の物理モデルを規範とした動作決定方法

1.3 に示したようにコンピュータ外科の最大のメリットである精確性・定量性を十分に活かした治療を実現するためには、自律的な動作により治療を行うことができる手術支援ロボットを開発することが重要である。そのためには、臓器の力学的な変化を取得するのみではなく、「(II) 取得した力学的な情報を用いてロボットの動作を決定する方法」が必要である。

医師の治療行為を考えると、漠然と治療を実施するわけではなく、培ってきた経験や臓器に対する知識を元に計画を立て治療を実施する。しかし、臓器の特性には患者の年齢・性別・病歴・日常環境といった要素に関連した個人差があり、それらの情報は術前に計画をたてる段階では特定することができない特性も多い。そのため、実際に治療を行う際に生じる現象と計画段階においてシミュレートした状況にずれが生じる。

実際に治療を行う際には、計画通りにそのまま治療を実施するのではなく、医師は術中に得た情報と経験により獲得した臓器特性に関する知識を照らし合わせ、術中に計画を補正しながら治療を行っている。つまり、「(a)作業計画の構築」と「(b)術中情報を用いた作業遂行の実施」というプロセスで医師は治療を実施する。これらことから、ロボットが自律的に動作を生成する際にも同様に、「(a)計画の構築」と「(b)術中情報を用いた作業遂行の実施」というプロセスを行うことが望ましいと考えられる。

このように考えると、力学情報を考慮し手術環境変化に対応して自律的に治療を行うことができる手術支援ロボットを開発するためには、上記に示すような「(a)作業計画知能」と「(b)作業遂行知能」の双方を構築することが重要である。

### 1.5 本論文の構成

本論文では、最も基本的な手技の一つであり様々な治療に応用される穿刺治療に着目し、特に多くの臨床例がある肝臓に対する穿刺治療をモデルケースとし、1.4節に示した目標システムを構築するための基盤研究に関して示す。肝臓は軟らかく術中に大きな変形を起す臓器であり、手術環境が大きく変化することが問題となっており、材料力学・構造解析的な情報を用いて手術計画を策定し、定量的に治療することができるシステムの完成が望まれている。

本論文では、自律的に対応して治療行為を行うことが可能な手術支援ロボットの開発を目標として、それらを構築するための基盤技術である手術ロボットに求められる知能に関する研究を取り扱う。本論文は1章から9章で構成される(Fig.1.8)。本論文の流れを以下に示す。

- **穿刺支援ロボットシステム(2章)**：第2章では、本論文で扱う技術的な課題をまとめた。まず、低侵襲な治療であり様々な部位に用いられている穿刺治療に関して、本研究で対象とする肝臓を中心にまとめ、穿刺中に生じる臓器の変形が穿刺における精確性および安全性を低下させる原因であることを示す。そして、精確で安全な穿刺を実現するためには、穿刺中に生じる臓器の変形やひずみと応力の状態の変化を推定・予測し、最適な刺入位置および刺入角度を決定することが必要であることを示した。最後に、臓器の変形やひずみと応力の状態変化を予測するために、臓器の材料力学的な物理モデルを構築する必要性に関して述べ、その技術課題をまとめる。
- **穿刺力の解析(3章)**：第3章では、穿刺の際に生じる力学的な現象に関してまとめ、肝臓の物理モデルを構築するために必要な材料力学的な特性に関して考察する。まず、*in vitro*にて、穿刺を行なう際の肝臓の境界条件に近似できると考えられる、後方を固定した肝臓に対して穿刺を行い、針の変位と針にかかる力の関係を測定する。次に、穿刺速度を 0.5[mm]-8.0[mm]の間で変化させて実験を行い、切断が生じる際の針の力や変位の穿刺依存性に関して調べる。これらの実験結果から、肝臓の穿刺時に生じる変形を精確に再現するためには、粘弾性および応力とひずみの非線形性を有する肝臓の物理モデルを構築することが必要であるという仮説をたてる。

## 1 序論

- **材料特性モデルの構築(4章)**：第4章では、応力とひずみの関係を表す材料特性モデルの導出に関して述べた。肝臓が有する材料力学的な特性を調べるために、ブタの肝臓に対して粘弾性測定器を用いて実験を行った。動的粘弾性試験により肝臓の粘弾性特性を測定し、その結果から、250[rad/s]までの領域において、肝臓の粘弾性特性をモデル化する。また、応力を変化させてクリープ試験を実施し、各応力に対するひずみの値を測定することで、肝臓が有する応力とひずみの非線形を明らかにする。最後に、上記の結果から粘弾性と非線形性の両方を考慮した肝臓の材料特性モデルを導出する。
- **臓器変形モデルの構築(5章)**：第5章では、肝臓の変形および応力とひずみの状態を推定・予測することが可能な物理モデルの構築方法に関して示す。まず、4章で示した材料特性モデルから有限要素法を用いて臓器変形を定式化し、その数値解を得る手法をまとめる。次に、3章の実験と同様の形状・境界条件で解析した結果から、提案した肝臓の物理モデルの検証を行う。検証の結果、3章で得られた針の変位と針に作用する力の非線形性及び切断が生じる際の速度依存性が構築したモデルにより再現可能であることを確認する。さらに、穿刺の際に生じる臓器変形を超音波診断画像により測定し、肝臓が有する粘弾性および非線形性が変形に与える影響について調べる。実験で得られた実臓器の変形結果と比較することで、提案したモデルが実臓器の示す粘弾性的・非線形的な変形の特徴を再現可能であることを確認する。
- **臓器変形モデルを規範としたプランニング(6章)**：第6章では、5章で構築した肝臓の物理モデルを用いて、針の最適な刺入位置および刺入角度を決定する穿刺軌道の計画方法を提案する。まず、精確な穿刺を実現するためには、切断が生じる条件を確定的に表すのではなく、確率的に表して穿刺軌道を決定することが重要であることを示す。そして、切断確率を考慮して算出する穿刺精度の期待値を、穿刺軌道を決定するための評価値として導出した。次に、ある刺入位置において穿刺精度の期待値を最小にする最適な刺入角度を算出する方法をまとめる。すべての刺入位置において、最適な刺入角度およびその時の穿刺精度の期待値を算出し比較することで、最適な刺入位置を決定する方法を示す。
- **穿刺マニピュレータの開発(7章)**：第7章では、章で提案した刺入位置および刺入角度の計画方法の検証を行うために試作した超音波ガイド下穿刺支援マニピュレータに関して示す。マニピュレータは3自由度を有しており、超音波画像上において1.0[mm]以下の精度で針の先端の位置を決定することが可能である。また、マニピュレータと一体化した超音波プローブから得られる超音波診断画像から、臓器内部の変形を測定することができる。さらに、針の根元に力センサを搭載しており、針にかかる力を測定することが可能で

## 1 序論

ある．これらの構成により，試作した穿刺マニピュレータでは，穿刺を行なう際に重要な情報を得ることが可能である．

- **評価実験(8章)**：第8章では，7章で示した穿刺支援マニピュレータを用いて，6章で提案した刺入位置および刺入角度の計画方法を，ブタの肝臓を用いた *in vitro* 実験を行い評価した．評価実験の結果，6章で提案した計画方法から導出される刺入位置・刺入角度から穿刺することによって，本研究で提案する肝臓の物理モデルおよびに刺入位置および刺入角度の計画方法は肝臓に対する穿刺治療に有効性を確認する．
- **結言(9章)**：第9章では，本研究で得られた成果をまとめて，残された課題に関して述べた．また展望として，臨床応用および提案した方法のその他の分野に対する応用事例，また，応用するための課題や解決指針に関して示した．

### 1.6 小括

本章では，まず，現在研究開発されている手術支援ロボットに関してまとめた．そして，手術支援ロボットを導入する最大の目的の一つは，ロボットの持つ定量性・精確性を十分に活かすことで，人間によるミスを限りなく0に近づけ，安全で信頼性の高い医療を実現することであることを示した．次に，それらの手術支援ロボットを開発するための技術的な課題として，現在の手術支援ロボットには，治療中に生じる臓器変形等の力学的な変化に対応する知能がなく，治療中の動作決定を自律的に行うことができないことであることを示した．また，その解決策として，臓器の物理モデルを用いて治療上重要な力学情報を解析することが可能なシミュレータを構築し，それらを規範としたプランニング方法及びマニピュレータの動作生成方法が必要であることを明らかにした．さらに本論文の研究課題である臓器の物理モデルの構築及びそれを用いたロボットの動作決定方法について記述し，最後に本論文の構成を示した．

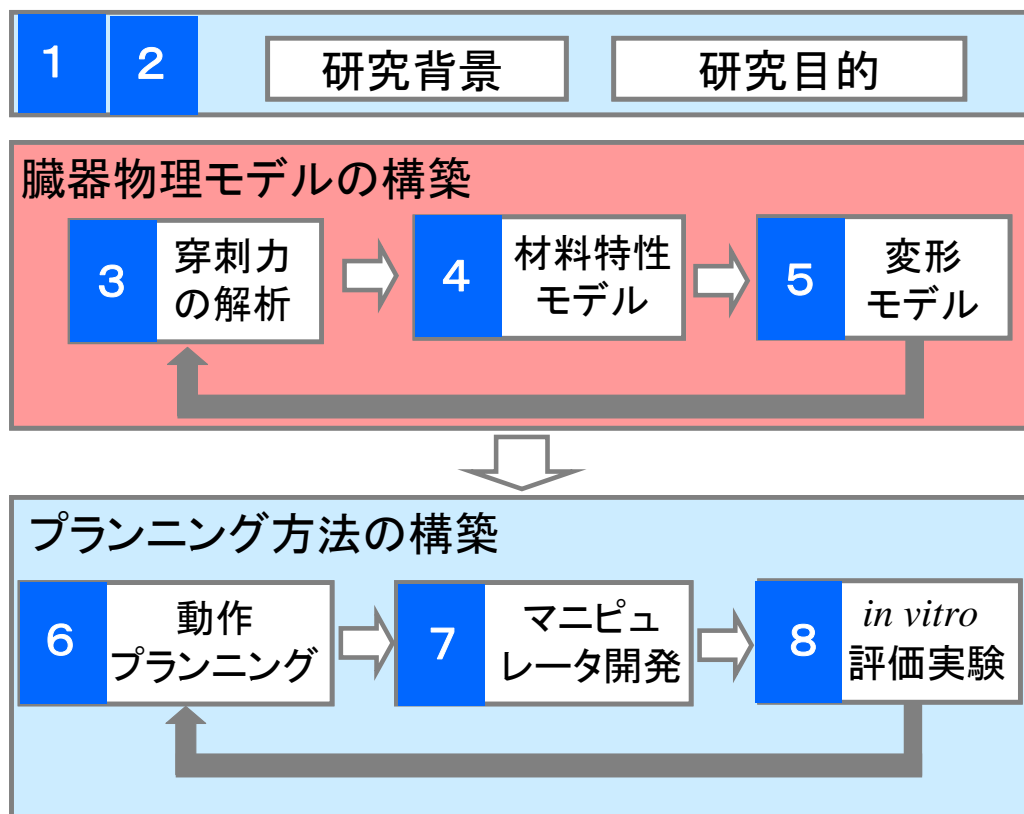


Fig.1.7 Configuration of this thesis

## 第2章 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボット

- 2.1 緒言
  - 2.2 様々な部位に対する穿刺治療
  - 2.3 肝臓に対する穿刺治療
  - 2.4 穿刺治療に用いる画像診断装置
  - 2.5 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボットシステム
  - 2.6 本論文で扱う研究課題
  - 2.7 小括
- 

### 2.1 緒言

本章では、本論文で扱う技術的な課題をまとめる。まず、2.2節に低侵襲な治療であり様々な部位に用いられている穿刺治療に関してまとめる。また、2.3節でその際に用いるモダリティに関してまとめる。2.4節では、本研究で対象とする肝臓を中心にまとめ、穿刺中に生じる臓器の変形が穿刺における精確性および安全性を低下させる原因であることを示す。そして、2.5節では、精確で安全な穿刺を実現するためには、穿刺中に生じる臓器の変形やひずみと応力の状態の変化を推定・予測し、最適な刺入位置および刺入角度を決定することが必要であることを示す。また、臓器の変形やひずみと応力の状態変化を予測するために、臓器の材料力学的な物理モデルを構築する必要性に関して述べる。最後に、2.6節で、本論文で対象とする技術課題をまとめる。

### 2.2 様々な部位に対する穿刺治療

本節では、様々な部位に対する穿刺療法に関してまとめ、穿刺治療の適用範囲を明らかにする。

#### 2.2.1 エタノール注入療法

- (a) 甲状腺嚢胞の機能性結節に対するエタノール注入療法<sup>[2-1]</sup>: 甲状腺嚢胞とは、液体が貯まるタイプの良性腫瘍である。甲状腺嚢胞に対する治療として、経皮的エタノール注入療法が行われている。甲状腺嚢胞に対するエタノール注入療法では、超音波ガイド下で嚢胞の内容液を排液後、嚢胞部に少量の 99～100%エタノールを注入する。組織内に注入されたエタノールは浸透した範囲の血管を閉塞させ、組織を脱水固定させ蛋白凝固壊死させている。副作

## 2 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボット

用として、穿刺の繰り返しとその都度生ずる出血・炎症や浮腫エタノールの漏出等が挙げられる。

- (b) 甲状腺がんに対するエタノール注入療法<sup>[2-1]</sup>：甲状腺がんには乳頭がん、濾胞がん、未分化がん、髄様がんがあり、その他に悪性リンパ腫が甲状腺にできることがある。特に乳頭がんは日本では甲状腺がんの9割を占め、基本的に成長が遅く、治りやすいがんと言われている。(a)と同様の手技で治療が行われている。

### 2.2.2 熱凝固療法

- (a) 組織内レーザー凝固療法<sup>[2-2]</sup>：前立腺の肥大症に対して、レーザー照射用のファイバを穿刺し YAG レーザやダイオード・レーザーを組織内で照射して高温度加温し、肥大組織の凝固壊死させる組織内レーザー凝固治療が行われている。経直腸超音波検査により前立腺体積を測定し、膀胱内と前立腺部尿道を観察後、レーザーファイバを挿入し、精阜のやや近位より始めて測葉に向けファイバの深度マーカを目途に穿刺し、レーザー照射を行う。

- (b) 子宮筋腫、子宮腺筋症に対する子宮内膜焼灼術<sup>[2-3][2-4][2-5]</sup>：子宮筋腫、子宮腺筋症に対して、マイクロ波で子宮内膜を加熱し、壊死させる治療である子宮内膜焼灼術が広く行われるようになってきている。超音波画像を見ながら、膣から子宮に細い管状の器具を入れ、先端からマイクロ波を出して子宮内膜を加熱、壊死させる。

### 2.2.3 ラジオ波焼灼療法

ラジオ波焼灼療法はラジオ波で発生する高熱により病変を凝固壊死させる治療法であり、近年、さまざまな症例で行われている。具体的な症例としては、肺がん、腎がん、乳がん、骨腫瘍、リンパ節、皮下腫瘍、頬骨骨腫、がん性痺痛緩和があり、特に症例数の多い肺がん、腎がん、乳がんについて述べる。

- (a) 肺がんに対するラジオ波焼灼療法<sup>[2-6]</sup>：熱伝導率の低い空気に囲まれた肺腫瘍では、発生した熱が局所に留まり周囲実質への影響が限局的で熱凝固療法に適していると考えられている。治療では、CT で確認されている治療対象の腫瘍を CT ガイド下で穿刺を行う。

- (b) 腎がんに対するラジオ波焼灼療法<sup>[2-7]</sup>：高齢化が進んでいる現在、全身麻酔や手術のリスクが高い腎がん患者も増加しており、小型腎がんを中心として、



手術リスクの高い症例や、特に単腎の方に腎がんが発生した場合、ラジオ波焼灼療法により正常腎組織が温存できることは大きな利点である。

- (c) 乳がんに対するラジオ波焼灼療法<sup>[2-8]</sup>: 乳がんの外科的切除は、乳房部が切除されることにより変形を伴うが、整容上望ましいものではない。また比較的良好な整容効果が期待できる場合でも、乳房にメスを入れることに大きな精神的負担を感じる女性も少なくはない。そこで、ラジオ波焼灼療法は乳がん治療において乳房温存療法として注目を集めている。

### 2.2.4 凍結療法<sup>[2-9]</sup>

凍結療法は、直径 2～3mm の金属製の針の先端内部から-185℃の超低温高圧アルゴンガスを噴出してがんや腫瘍組織を液化し、死滅させる治療である。適用症例としては、肺がん、腎臓がん、膵臓がん、前立腺がん、子宮筋腫が挙げられている。

## 2.3 穿刺治療に用いる画像診断装置

2.2 節にて、様々な部位に対する穿刺治療に関して述べた。穿刺治療は臓器内部にあるがん細胞をターゲットとするため、人の目では見えない臓器内部の情報を提示する画像診断装置が必要となる。現在、穿刺治療に用いられている主な画像診断装置として、超音波診断装置、X 線 CT (Computerized Tomography), MRI (Magnetic Resonance Imaging) が挙げられる。以下にその各々について簡単に述べる。

### 2.3.1 超音波診断装置

可聴域を超える高周波の音波を使用し、組織の伝音性の差を利用して、身体の内部構造を描出する。検査機器が移動可能でベッドサイドで利用できる。非侵襲的に人体の任意の断面の断層像を得ることによる迅速な診断を最も得意とする画像診断法である。超音波画像の利点はリアルタイム性に優れ、検査による苦痛や放射線被曝がないことにある。一方、超音波プローブの操作は、患者の体表面に当てる「位置」、「向き」、「傾き」によって取得できる断層面が大きく変化する。そのため、診断に必要な超音波画像を取得するには豊富な知識と経験を基に適切な超音波プローブ操作を行う必要がある。また、肋骨や肺など含気組織や骨組織のある部位の観察は困難である。

Fig.2.1 に、肝臓の内部を、超音波診断装置を用いて描写した様子を示す。Fig.2.1 の矢印はがん細胞の位置を表している。以下に、詳細について述べる。

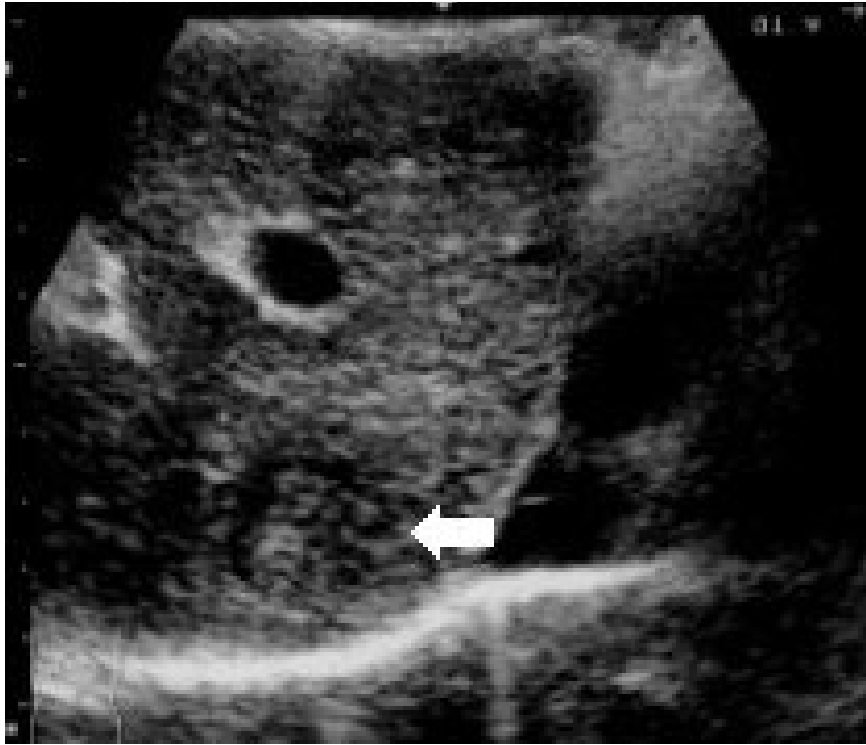


Fig.2.1 Image of liver obtained by ultrasound equipment [2-10]

- (a) **原理:** 超音波画像診断装置は患者の体表面においた超音波プローブで超音波パルスを送受波し、体内組織の音響インピーダンスの差によって生じる反射から超音波画像を生成するものである<sup>[2-11]</sup>。超音波の周波数が高いほど解像度は良くなり、距離分解能が向上する。しかし、生体による吸収が大きいので、透過性が低下し、深部臓器の映像化は困難となる。腹部などに厚い脂肪のある体躯は、反射、散乱などにより深部臓器の観察が十分にできないため検査は困難となる。
- (b) **表示モード:** 基本表示モードとして以下の 3 種類がある。A モード表示 (Amplitude の A) は横軸 (ブラウン管の時間軸) に生体深度 (距離)、縦軸に反射強度 (受信波形) を示す表示方法である。B モード表示 (Brightness の B) は反射信号の強度をブラウン管上で輝度変調を行う表示方法である。この B モードが一般に超音波画像と呼ばれ、肝臓や乳房などの多くの臓器に用いられている。画像表示はリアルタイムに表示される。超音波画像診断装置の B モード走査法には、リニア式電子スキャン、セクタ式電子スキャン、コンベック式電子スキャン、メカニカルセクタスキャンの 4 方式がある。M モード表示 (Motion の M) は反射源の時間的位置変化を記録する

## 2 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボット

表示方法で、ブラウン管の横軸に時間を、縦軸に生体深度を表示して、反射信号を輝度変調することにより反射源の運動曲線が得られる。M モードは心臓の弁の動きを診断するのに応用され、M モード心エコー図として用いられている。

- (c) **プローブ**:超音波プローブはセラミックの一種であるジルコン酸チタン酸鉛( $\text{PbZrTiO}_3$ )などの圧電素子からなり、電気信号を機械振動に、またその逆の機械振動を電気信号に変換する機器である。その適用範囲によって、Table2.1 のように分類される。

### 2.3.2 X 線 CT<sup>[2-12]</sup>

X 線を照射して人体の X 線吸収値を測定し、その情報をコンピュータ処理により画像化する方法である。簡便で描出能力に優れているために汎用的に利用されている。ただし、金属による障害陰影（アーチファクト）が生じる点、放射線被曝がある点はこの検査の欠点といえる。また、撮影時間に 20-30 秒程度かかり、画像診断機器としては十分な早さを持つが、超音波診断機器に比べるとリアルタイム性に劣る。Fig.2.2 に、肝臓の内部を、X 線 CT を用いて描写した様子を示す。Fig.2.2 の矢印はがん細胞の位置を表している。

Table.2.1 Probe of ultrasound equipment<sup>[2-11]</sup>


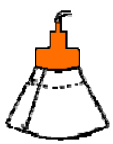
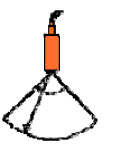
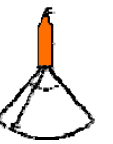
	電子リニア型	コンベックス型	電子セクタ型	メカニカルセクタ型
走査形状				
画面の形	矩 形	扇 型	扇 形	扇 型
ビームの方向	垂 直	放射状	放射状	放射状
接触面	平 面	弧 状	平 面	平 面
近距離視野幅	大	中	小	小
深部視野幅	中	大	大	大
探触子周波数	3~10MHz	3~7MHz	2.5~5MHz	2.5~12MHz
適応部位	腹 部	腹 部	心臓・腹部	心臓・腹部



Fig.2.2 Image of liver obtained by CT <sup>[2-10]</sup>

### 2.3.3 MRI <sup>[2-13]</sup>

核磁気共鳴現象を利用した生体内の水素原子画像で、その利点は軟部組織のコントラストが良いこと、様々なコントラストの画像があること、CTのように骨が障害にはならないこと、任意の方向での断面で撮像が可能なことである。放射線被曝がないことも X 線 CT にはない利点であるが、一方で強力な磁力を使用して画像を作成しており、磁性体の持込ができないという欠点を持つ。また、撮影にかかる時間は X 線 CT よりも長く、3 次元的な映像を取得するためには 2～3 分程度かかる。Fig.2.3 に、肝臓の内部を、MRI を用いて描写した様子を示す。Fig.2.3 の矢印はがん細胞の位置を表している。

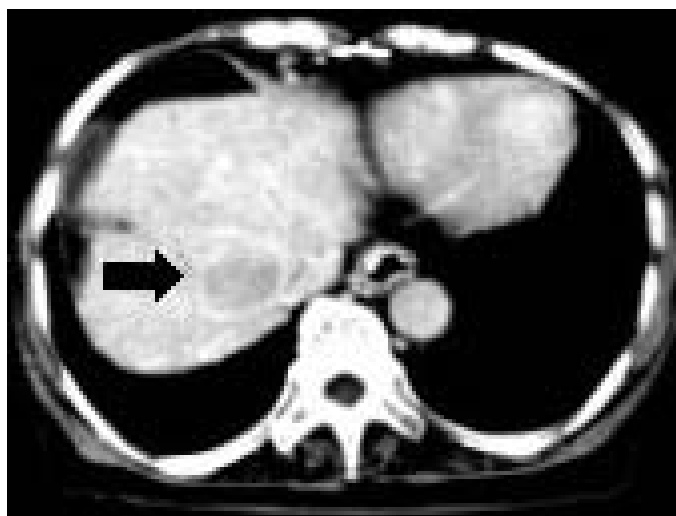


Fig.2.3 Image of liver obtained by MRI <sup>[2-10]</sup>

### 2.3.4 画像診断装置の適用範囲

現在、穿刺治療で最も用いられている画像診断装置は超音波診断装置である。これは、超音波診断装置は X 線 CT や MRI に比べて普及率が高いことが大きな理由である。また、超音波診断装置の持つリアルタイム性により、医師が針先端の位置を確認しながら穿刺することが可能なことも大きな利点となっている。

X 線 CT による撮像は放射線被曝の影響を考慮して、肺等の超音波診断装置では内部を造影することが困難である臓器に対してのみ使用されている。

MRI は脳や消化器官、心臓、筋肉などの軟組織の描写に優れ、生体組織のわずかな違いを明らかにできるため、ラジオ波焼灼療法後の治療診断等に非常に有効である。

## 2.4 肝臓に対する穿刺治療

本節では、肝臓がんを対象とした穿刺治療について述べる。肝臓に発症するがん（ほとんどの場合は肝細胞がん）や他の臓器に発生した転移がんの治療としては、肝切除術、全身的化学療法、肝動脈塞栓療法、抗がん剤の肝動脈注入療法、カテーテル埋め込みなどがある。その中で、最近特に効果の確実性と低侵襲性で注目されているのが経皮的エタノール注入療法、経皮的マイクロ波凝固療法、経皮的ラジオ波焼灼治療等の穿刺を用いた治療である。いずれも、画像診断装置を用いて体外から肝臓がん針を刺し、治療する方法である。

### 2.4.1 肝臓に対する穿刺治療の変遷

肝細胞がんに対する穿刺を用いた治療は、1980 年代に行なわれた超音波ガイド下でエタノール注入療法が始まりである。しかし、経皮的な穿刺では治療腫瘍内に均一にエタノールがいきわたらないことや、皮膜および皮膜外に浸潤した腫瘍細胞に対して効果が乏しいという欠点があるため、しだいに第一選択として施行されなくなった。その後、局所腫瘍細胞をより効率的に壊死させる目的でマイクロ波凝固療法が 1994 年に Seki らによって報告された<sup>[2-14]</sup>。1996 年に健康保険が適用可能な治療となり、全国数施設で施行された。しかしながら、1 回の治療機会では壊死できる範囲が小さいため、腫瘍径 20mm 以下の小さい肝細胞癌に対して施行されるのみであった。マイクロ波治療は腹腔鏡下に行う場合に確実に治療できる利点があるが、経皮的な治療は特別な施設を除いて施行されなくなってきている。1999 年にラジオ波焼灼療法が導入され、1 回の通電で壊死範囲が直径 30mm に拡大したため、多くの施設で行われるようになった。

その後、ジェネレータや電極針の改良が行われ、より確実に安全に施行できるようになってきており、欧米を中心としてその有用性が認識されてきている。

なかでも肝腫瘍に対するラジオ波焼灼療法は 1989 年頃から開始され、国内外でその臨床的有効性が多く報告され現在すでに広く実施されている。

### 2.4.2 肝臓に対するエタノール注入療法

エタノール注入療法は穿刺針を腫瘍内に刺入し、純エタノールを注入して腫瘍の壊死を目指す方法である。Fig.2.4(a)は治療前の音波画像を示しており、肝細胞がんが低エコーの結節として描出されている。Fig.2.4(b)は、エタノールが腫瘍内に注入された後の超音波画像を示しており、肝細胞がんは高エコーを示す<sup>[2-15]</sup>。エタノール注入療法は一般的には最大径 30mm 以下、3 病巣以内の症例が適応となる。超音波プローブをあて、血管を避けて穿刺針を刺入し、針の先端が腫瘍内にあることを確認する。

合併症としては、胆管内にエタノールが流入すると胆汁が凝固し胆管炎、胆管閉塞をきたす危険性がある。門脈枝に多量のエタノールが注入されると局所の肝実質が萎縮する。エタノールの漏出による胸水貯留も報告されている。

### 2.4.3 肝臓に対するマイクロ波凝固療法

マイクロ波とは周波数 1~30GHz の電磁波のことを指し、医療用としては  $2450 \pm 50 \text{MHz}$  のものが用いられ、通電によって水分子の運動に伴う摩擦熱を利用して、腫瘍部の熱凝固を生じさせる治療法である。深部用電極針 (16G) を超音波ガイド下に穿刺し、60~70W の電流を 1 から 2 分間通電することによって、大きさ 25×15mm の凝固範囲が得られる。マイクロ波凝固療法の欠点として、1 回の通電で得られる壊死範囲が狭いことがあげられ、複数本穿刺など技術面での工夫を必要とする。Fig.2.5 にマイクロ波凝固療法の様子を示す。Fig.2.5(a)は

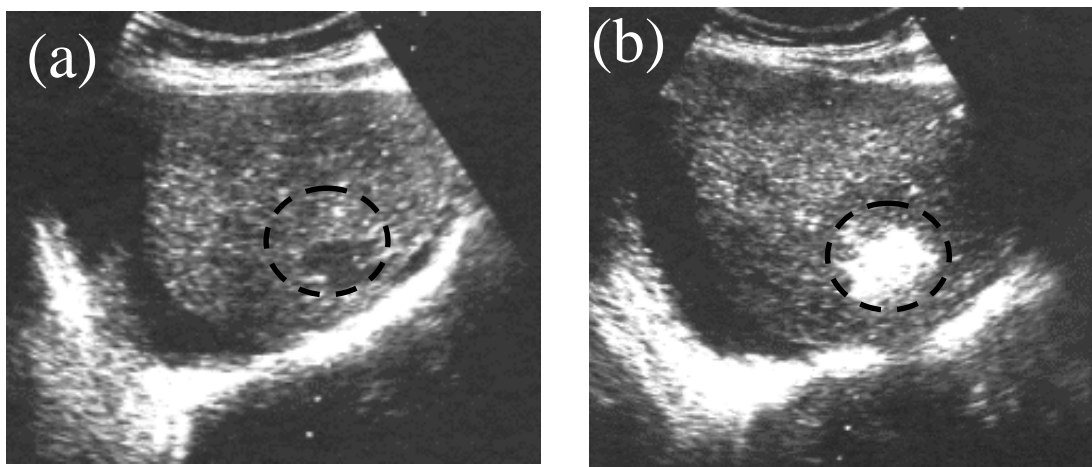


Fig.2.4 Therapeutic effect of PEIT <sup>[2-16]</sup>

治療前の超音波画像であり、Fig.2.4(a)と同様に肝腫瘍が低エコーで示されている。Fig.2.5(b)は治療後の超音波画像であり、腫瘍部が高エコーで示され凝固されていることがわかる。胆管損傷や肝膿瘍の合併が少なからずみられるためマイクロ波凝固療法で肝臓がんを根治させるためには習熟を要する。

### 2.4.4 肝臓に対するラジオ波焼灼療法

ラジオ波で肝細胞癌を焼灼する手術方法である。まだ評価段階であるが、ラジオ波焼灼療法はより大きな範囲を1回の治療で焼灼することができるので、エタノール注入療法やマイクロ波凝固療法に比べて、短い治療期間で終了できるという利点がある。

Fig.2.7 にラジオ波焼灼療法の様子を示す。Fig.2.6(a)は治療前の超音波画像であり、矢印部にFig.2.4(a)およびFig.2.5(a)と同様に肝腫瘍が低エコーで示されている。特に、焼灼中はガスが発生するため、矢印部は高エコーとなっている。Fig.2.6(b)は治療後の超音波画像であり、腫瘍部が瘢痕化していることが確認される。

ラジオ波焼灼療法治療の対象となる肝細胞がんは、腫瘍径 30mm 以下かつ腫瘍個数 3 個以下が適応として選択される場合が一般的である。ラジオ波焼灼療法においては1回の通電で得られる壊死領域が 30mm であり、局所に腫瘍細胞を残存させないために safety margin として周囲 5mm の非腫瘍部を含んだ領域を焼灼することが必要となる。ラジオ波焼灼療法は、エタノール注入療法やマイクロ波凝固療法に比べ、さらに合併症のリスク高いと考えられている。ラジオ波焼灼療法の最も多い合併症として、周囲臓器の損傷が挙げられる。周囲臓器損傷を避けるためには、安全な穿刺経路を選択し、画像診断機器による電極先端の観察を十分行うことが重要である。穿刺経路選択は経験を要するため、熟練した施設での習熟が求められている。

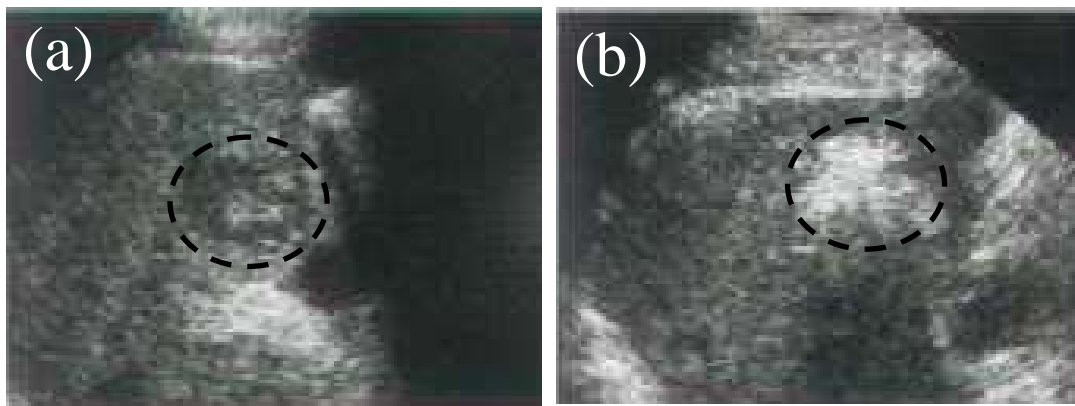


Fig.2.5 Therapeutic effect of PMCT [2-16]

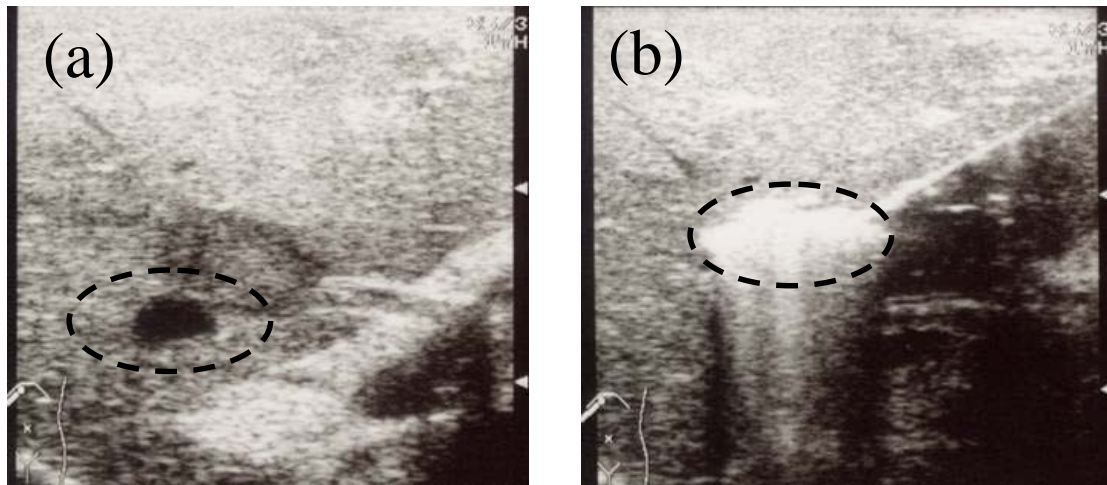


Fig.2.6 Therapeutic effect of RFA [2-17]

### 2.4.4 肝臓に対する穿刺治療の問題点

本節において、肝臓がんに対する治療法としてエタノール注入療法、マイクロ波凝固療法、ラジオ波焼灼療法に関して示した。これらの治療は、肝機能に対する侵襲性が小さいことが特徴として挙げられ、肝がんの再発性の高さを考慮して、適応範囲に入る場合は治療の第1選択となっている。

治療上アドバンテージが大きい穿刺治療ではあるが、様々な合併症も存在する。その中でも、誤って刺してはならない組織を穿刺することで生じる合併症が最も多い。例えば、誤って肝硬変を刺し出血する、胆嚢を穿刺し胆汁が腹部へ漏れて腹膜炎を起こす、針の通った経路に癌細胞が移植され癌が広がる等の事例が報告されている。そのため、穿刺治療を行う医師には細心の注意と熟練の技術が要求される。

## 2.5 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボットシステム

### 2.5.1 穿刺治療における問題点

2.2-2.4 節に示したように穿刺は様々な治療に用いられているが、そのすべてにおいて要求されることは、目的とする組織に針を精確に到達させることである。例えば、肝臓に対する穿刺治療に対しては、目標であるがん細胞に針の先端を到達させることが要求される。しかしながら、穿刺の対象となる肝臓等の組織は非常に柔らかく変形しやすいため、穿刺をする際に目標患部の位置が変化する。そのため、患部であるがん組織に針を正確に到達させることは困難である。これらのことから、ターゲットとする組織に正確に穿刺することは非常



に難しく、熟練の技術があつたとしても失敗する可能性がある。そのため、材料力学・構造解析的な情報を用いて手術計画を策定し、正確な穿刺を実現するロボットシステムの完成が望まれている。

### 2.5.2 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボットシステムの構想

本研究では、非常に軟らかく穿刺中の変形が大きい肝臓に対する穿刺治療をモデルケースとし、臓器の物理モデルを規範として自律的に動作する手術支援ロボットシステムに関する研究を取扱う。本項では、システムの最終構想を示す。Fig.2.7は臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボットシステムの概念図を表している。提案システムは、以下、(a)-(b)からなる。

- (a) **臓器モデルを規範としたプランニング**：肝臓がんに対する焼灼療法を対象とした場合、RFA 針の直径は 1.5mm 程度であるため、針に生じるたわみは非常に小さい。そのため、肝臓を対象とした穿刺の場合、穿刺の経路は直線的なアプローチに限られる。直線的なアプローチで穿刺を行なう際には、針の先端を目標位置に正確に到達させることのできる刺入位置・刺入角度から穿刺を実施することが要求される。この際、肝臓の変形に応じて目標組織の位置が変化するため、臓器変形を考慮にいたした刺入位置・刺入角度を計画することが必要となる。

上記のような刺入位置・刺入角度を計画する方法として、肝臓の物理モデルによって再現した仮想的な手術環境におけるシミュレーションを用いる。具体的には、術前の画像診断装置から得られた患者の肝臓の形状データから肝臓の物理モデルを構築する。この際、肝臓の物理モデルの各パラメータは、様々な患者のパラメータが蓄えられているデータベースから平均値等を利用して決定する。また、診断画像から画像解析等を用いることにより境界条件を特定し、モデルの境界条件として設定する。構築した肝臓の物理モデルを用いたシミュレーションを行うことで、最適な刺入位置・刺入角度を探索する。

このような計画を行なう上で、肝臓の変形を正確に予測することが計画の精度向上に直結するため、肝臓の変形を正確に予測することが可能な物理モデルを構築することが重要である。

## 2 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボット

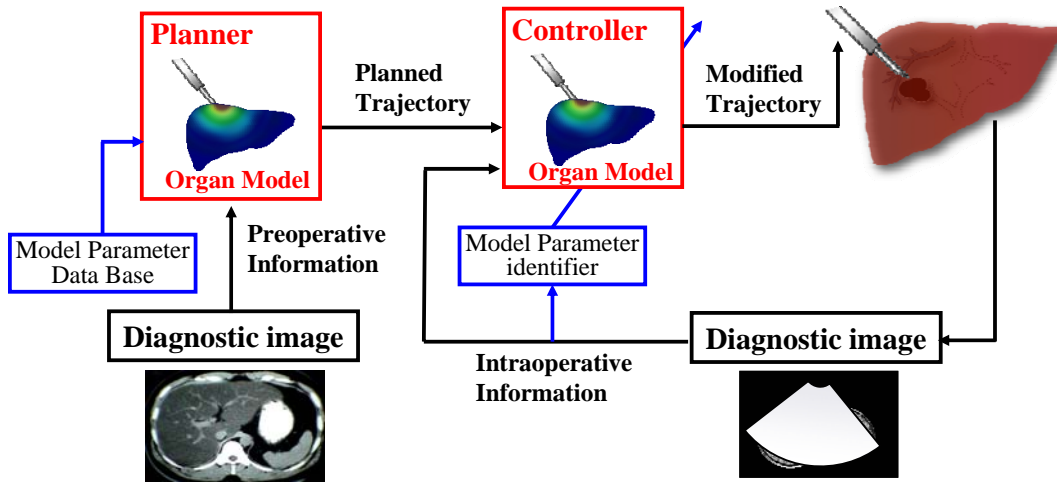


Fig.2.7 Organ model based – needle insertion system

- (b) 臓器モデルを規範とした針の軌道生成：臓器の硬さ等の基礎特性は、患者の年齢・性別・病歴・日常環境といった要素に関連して、肝臓の硬さ・境界条件等に個人差があり、それらは術前に計画をたてる段階では特定することができない。これら患者の固人差等に起因して、術前計画で立てた臓器モデルにはモデル化誤差が存在し、術前計画による臓器の挙動と実際臓器の挙動との間には隔たりが生じる。そこで、医師は術中に得た情報と経験により獲得した臓器特性に関する知識を照らし合わせ、術中に計画を修正しながら治療を行っている。例えば穿刺の際には、医師は触覚により肝臓に与える力を認識し、診断機器から得られた臓器内部の画像から視覚によって針の先端位置やがん細胞位置の認識する。それら術中に得た情報から、臓器の変形や内部の応力状態を術中に推定しながら穿刺を行っている。

そこで、提案するシステムでは、患者の固体差等に起因するモデル化誤差に対応するために、穿刺中に得られる肝臓の変形や肝臓に作用する力の情報を解析することで、肝臓の物理モデルのパラメータ（肝臓の弾性率等）や境界条件を修正する手法を用いる。ここでは、例えば、Hoshi及び筆者らが研究を行なっている、術中情報を用いたパラメータの同定方法<sup>[2-18]</sup>を用いる。さらに、同定したパラメータ及び境界条件を用いて、計画段階で決定した針の刺入角度・刺入位置を修正する。このように、術中の情報を用いて肝臓の物理モデルのパラメータ・境界条件を修正することにより、個人差への対応が可能になり、精確な穿刺が実現可能になると考えられる。

このような手法を用いる上で、パラメータが適切に設定されれば、肝臓の変形を正確に再現することが可能である物理モデルが重要となる。そのため、肝臓が持つ性質・特徴を反映させた物理モデルを構築する必要がある。

### 2.5.3 臓器の物理モデルの重要性

肝臓を穿刺する際には、臓器変形が大きな問題となるため、2.5.2 節に示したようなシステムを構築する上で、「(I) 治療中に生じる臓器変形や内部の応力・ひずみ状態を推定・予測する方法」が必要となる。

(I)を実現するためには、材料力学的な臓器モデルを構築する必要がある、肝臓を材料力学的にモデル化することで、臓器変形や臓器内部の応力・ひずみ状態をシミュレータ上で再現することができ、これらの物理情報を用いたプランニングを行うことが可能となる。また、臓器の応力・ひずみ状態等の直接センサで測定できない物理量の推定や臓器の未来における状態の予測も臓器変形モデルを用いることで可能となる。

2.5.2 項で述べたように、その精確さが提案するシステムが実現する穿刺精度に直結するため、肝臓の物理モデルは、変形や応力・ひずみ状態の挙動を精確に再現することが求められる。

## 2.6 本論文で扱う研究課題

本論文では、2.5 節で述べた全体システムのうち、肝臓の物理モデルの構築及びプランニング方法の構築に関して取扱う。以下に、本研究で取扱う技術課題に関して述べる。

近年、手術トレーニングシステムやプランニングシステムの構築を目的として、臓器の構造解析的なモデルの構築が多く研究されている。例えば、S.P.DiMaioらはシリコンゴムをファントムとし、2次元線形有限要素モデルを用いて、穿刺プランニングを行っている<sup>[2-19]-[2-24]</sup>。Gokselらは、3次元線形有限要素モデルを用いて、前立腺に対する穿刺のシミュレータを開発している<sup>[2-25]</sup>。Dehghanらは、前立腺に対する穿刺を目的として、3次元の非線形有限要素モデルを用いたプランニングを提案している<sup>[2-26]</sup>。Alterovitzらの研究では前立腺の刺におけるターゲットの動きとそこに埋め込むシードの動きを、2次元有限要素法を用いて穿刺プランニングしている<sup>[2-27]-[2-31]</sup>。また、Glozmanらは、針に仮想的なばねが複数作用するモデルを用いて、たわんだ針の形状及び先端を制御する研究を行なっている<sup>[2-32]-[2-33]</sup>。滝本らはSphere-filled modelを用いて、臓器の変形解析を行っている<sup>[2-34]</sup>。また、Y.Tillierらは、非線形有限要素法を用い、胆嚢の3次元変形解析を行っている<sup>[2-35]</sup>。陳らは、肝臓の物質特性を引っ張り試験から同定し、非線形有限要素解析を行っている<sup>[2-36]</sup>。徳安らは、仮想心臓モデルを構築して、訓練システムの開発を行っている<sup>[2-37]</sup>。

## 2 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボット

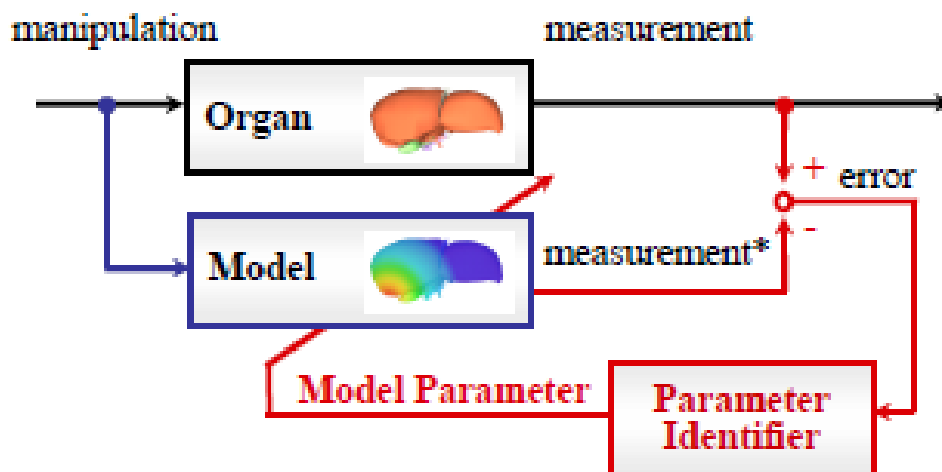
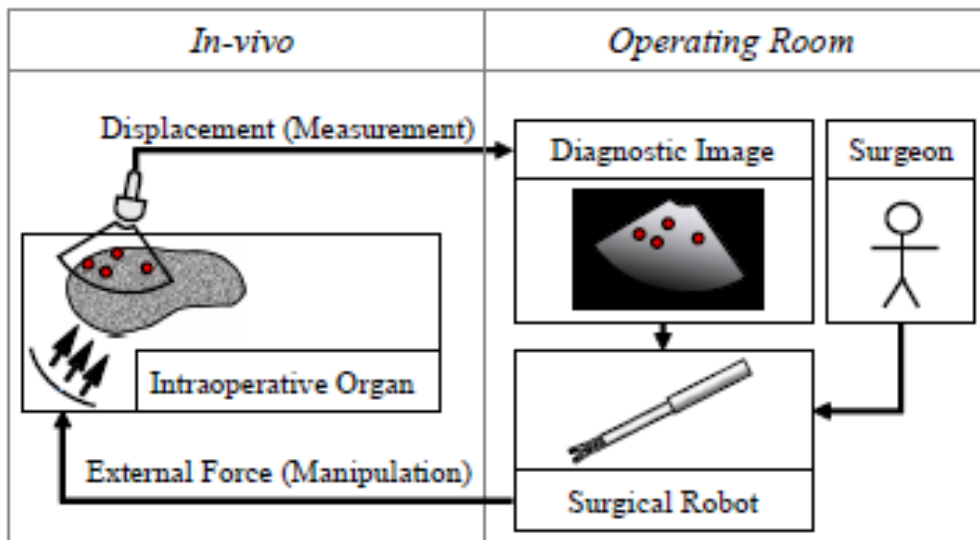


Fig.2.8 Concept Scheme for Identifying Model Parameter<sup>[2-18]</sup>

### 2.6.1 肝臓の物理モデルの構築

臓器に対する穿刺の解析をする際には、大きく分けて、I)臓器の物理モデルの構築、II)穿刺現象の解析方法の2つの課題がある。またそれぞれに対して、

#### I) 臓器物理モデルの構築

- 1) 材料の性質の複雑さ
- 2) 境界条件の複雑さ
- 3) 個人差の存在

### II) 穿刺現象の解析方法

- 4) 針の臓器内部への進入
- 5) 針と臓器の接触状態の規程

という課題に分けられる。

先行研究の多くでは、主にII)穿刺現象の解析方法に焦点をあて研究を行っており、4)針が臓器内部に進入していく際の有限要素法のメッシュの分割法や、5)針と臓器の間に生じる先端の力や摩擦等を再現する方法に関して研究を行っている。この際、先行研究では、金属やゴム等に使われていた基礎特性をそのままを採用したモデルもしくはそれを拡張したモデルを用いている。

しかしながら、1)のようにモデル化の対象となる臓器は生体材料であり、粘弾性特性や応力とひずみの非線形性などを示す複雑な特性を示すことが知られており<sup>[2-38]</sup>、これらの基礎特性についていまだ不明な点が多い。また、体内の2)境界条件の設定方法や3)個人差に対応する技術等は、基礎的な検討が始まった段階である。そのため、手術中に生じる臓器変形を精確に再現するモデルを構築することは困難であり、得られた臓器の変形や応力・ひずみ状態の信頼性の低さが大きな問題となっている。

本研究では、2), 3)の検討の基礎となる1)材料特性に焦点を絞って検討を行う。以下の(a)-(b)のプロセスを行うことで、臓器の弾性率や境界条件が適切に設定された際に、肝臓の変形を精確に再現することが可能な物理モデルを構築することを目的とする。

**(a) 材料力学的特性のモデル化：**臓器の変形や応力・ひずみ状態を解析するための臓器の物理モデルを構築する上で重要となるのが、臓器を構成する詳細な材料力学的特性及びそれらに関連したパラメータ群である。主に弾性率に関連した臓器の材料力学的な特性（粘弾性・応力とひずみの非線形性）は穿刺の際の臓器の挙動を再現する上で重要となる（3章）。本論文では、それらに関するデータを定量的に測定し、各々の特性について入力と出力の関係を表す臓器に適した新たな基礎特性モデルを導出する（4章）。

**(b) 変形モデルの構築：**臓器全体にてモデル化した基礎特性を持つ組織が、臓器全体としてどのように変化するかをシミュレーションするためには、それらを定式化し、それらの解を得る数値解析技術が必要である。（a）で示した材料特性モデルの数値解を得る手法をまとめ、術中に起きる材料力学的な変化をシミュレートすることが可能な臓器モデルを構築する。構築したモ

デルの変形結果と実際の臓器の変形結果を比較することで、モデルの検証を行う(5章)。

Table 2.2に、本研究と関連研究<sup>[2-24] [2-29] [2-32]</sup>との比較をまとめる。Table 2.2に示したように、従来の穿刺支援ロボットの研究では、粘弾性及び非線形の双方を考慮した臓器の物理モデルは構築されていない。本研究では、粘弾性及び非線形性の両方を有する臓器モデルを構築することを目的とする。

### 2.6.2 臓器の物理モデルを用いたプランニング手法

先行研究では、グループが穿刺におけるプランニングの研究を行なっている。これらの従来研究では、臓器の材料特性が線形であるといった仮定を行い、臓器変形モデルを構築している。また、粘弾性特性を持つモデルにおいても、振動解析等に使われているモデルを使用している研究が主である。これらの研究では、シリコンやゼラチン等の特性が単純な物質で作られたファントムに対する穿刺において、大きな成果を挙げている。しかしながら、穿刺の対象が生体材料の場合、粘弾性特性や応力とひずみの非線形性などの特性を示すため、臓器が持つ粘弾性・非線形性などの特徴を反映したモデルを用いる必要があると考えられる。

針が組織の内部を進むのは針が肝臓を切断した時であるため、精確な穿刺を実現するためには、切断が生じる際の針の先端が目標患部の方向を向いている必要がある。そのため、手術計画を行なうシミュレーション上において、臓器の変形を正確に解析するだけではなく、切断が生じる条件を適切に設定することが重要である。しかしながら、上記の先行研究では、ある一定の条件下において実験した際の切断が生じる力の値を、そのまま切断が生じる条件として扱っている場合が多く、切断が生じる条件は正確に定式化されていないのが現状である。

本研究では、切断が生じる条件の定式化を行い、5章までで構築した粘弾性・非線形性を有する肝臓の物理モデルを用いたプランニング方法に関してまとめる(6章)。さらに、評価用のマニピュレータを作成し(7章)、評価試験を実施する(8章)。

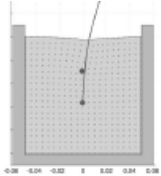
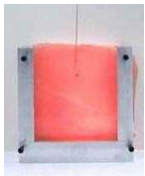
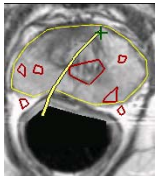
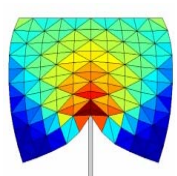
## 2.7 小括

第2章では、本論文で扱う技術的な課題をまとめた。まず、低侵襲な治療であり様々な部位に用いられている穿刺治療に関して、本研究で対象とする肝臓を中心にまとめ、穿刺中に生じる臓器の変形が穿刺における精確性および安全性を低下させる原因であることを示した。そして、精確で安全な穿刺を実現す

## 2 臓器モデルを規範とした穿刺支援ロボット

るためには、穿刺中に生じる臓器の変形やひずみと応力の状態の変化を推定・予測し、最適な刺入位置および刺入角度を決定することが必要であることを示した。最後に、臓器の変形やひずみと応力の状態変化を予測するために、臓器の材料力学的な物理モデルを構築する必要性に関して述べ、その技術課題をまとめた。

Table 2.2 comparison with relative work [2-24] [2-29] [2-32]

	University	University of British Columbia	Israel Institute of Technology	University of California, Berkeley	Waseda University
	Image				
1)	Material Properties	× Viscoelastic × Nonlinear	× Viscoelastic × Nonlinear	○ Viscoelastic × Nonlinear	○ Viscoelastic ○ Nonlinear
2)	Boundary condition	×	×	○	×
3)	Individual difference	×	×	×	×
4)	Needle Entrance	○	○	○	×
5)	Friction	○	×	○	×

## 第3章 穿刺力の解析

- 3.1 概要
  - 3.2 *in vitro* 実験による穿刺力の解析
  - 3.3 穿刺力の速度依存性
  - 3.4 小括
- 

### 3.1 概要

本章では、穿刺の際に生じる力学的な現象に関してまとめ、肝臓の物理モデルを構築するために必要な材料力学的な特性に関して考察する。

先行研究において、実臓器に対して穿刺を行い、針の変位と針に作用する力の関係を測定している。例えば、kataoka らは、ブタの筋肉に対して穿刺実験を行い、針の軸に垂直な方向の力と針のたわみの関係を測定した<sup>[3-1]</sup>。また、針軸方向の変位と針に作用する力を、先端にかかる力と摩擦力に分けて測定した<sup>[3-2]</sup>。Okamura らは、ブタの肝臓に対する穿刺実験を行い、針に作用する力を(a)針が組織を押す力、(b)針が組織を切る力、(c)針が受ける摩擦力等に分類し、モデル化を行なった<sup>[3-3] [3-4] [3-5]</sup>。Heverly らは、ウサギの心臓に穿刺を行い、切断が生じる際の速度依存性を測定した<sup>[3-6]</sup>。Barbé らは、ブタの肝臓に対して穿刺を行なった際の、針の変位と針に作用する力の関係を表すモデルのパラメータを、術中に得られる力の情報を用いて推定する方法に関してまとめた<sup>[3-7]</sup>。podder らは、針を振動及び回転させた際の、針の変位と針に作用する力の関係を測定した<sup>[3-8]</sup>。また、実際の前立腺に対する穿刺術における針の変位と針に作用する力の関係を測定した<sup>[3-9]</sup>。

本論文では、穿刺の際に生じる力学的な現象に関してまとめ、肝臓の物理モデルを構築するために必要な材料力学的な特性に関して考察する。まず、3.2 節で、後方をフリーにした条件で *in vitro* の穿刺実験を行い、穿刺の際に生じる力学的な現象に関して考察する。つぎに、3.3 節で、穿刺を行なう際の肝臓の境界条件に近似できると考えられる、後方を固定した *in vitro* の肝臓に対して穿刺を行い、針の変位と針にかかる力の関係を測定する。次に、穿刺速度を 0.5[mm] - 8.0[mm]の間で変化させて実験を行い、切断が生じる際の針の力や変位の穿刺依存性に関して調べる。これらの実験結果から、肝臓の穿刺時に生じる変形を精確に再現するためには、必要な材料特性を考察する。



## 3.2 in vitro 実験による穿刺力の解析

### 3.2.1 実験方法及び実験結果

穿刺の際に生じる力学的な現象を考察するにあたって、針が臓器にあたえる力を考慮することが必要となる。本節では、直方体に切断した肝臓に対して穿刺実験を行うことで、穿刺が生じる際に穿刺針が臓器に与えると力を調査する。肝臓を 50 x 10 mm , 高さ 7mm の直方体に切り、境界条件として前方及び後方を自由端, 両側面全体を固定端となるように設定した。肝臓を固定する際には、固定壁に両面テープを用いてやすりを留め、肝臓とやすりを瞬間接着剤で付着させた。このように設定した肝臓に対して、前方から針を刺す。肝臓の形状及び固定条件を Fig.3.1 に示す。

針を刺した際の、針の軸方向にかかる力を計測する。また、肝臓の表面につけたマーカの変位を、臓器の上部からカメラで撮像した画像にパターンマッチングを行うことで測定した。穿刺中にカメラで撮像した画像を Fig.3.2 にて示す。Fig.3.3 に穿刺の際にかかる力及びマーカの変位を示す。

### 3.2.2 考察

Fig.3.3 に示した、穿刺の際にかかる力はいくつかの状態に分けることができる。

- (a) 針と肝臓が接触し組織を変形させている状態 ( $t < 10$  [s]): Fig.3.3 を見ると、穿刺開始から 10[s]まで時間では臓器の変位がほぼ一定の割合で上昇しており、穿刺力も単調に増加している。Fig.3.2(a)に時刻 5[s]におけるカメラで取得した画像を示す。実験結果及び Fig.3.2(a)の画像から、この期間は針と肝臓が接触し組織を変形させている状態であると考えられる。また、この期間において、針の変位と針に作用する力の関係には大きな非線形性が見られる。非線形性に関する考察は、3.3.3 項にて後述する。
- (b) 針が組織を切断している状態 ( $10 < t < 15$  [s]) : Fig.3.3 を見ると、時刻 10[s]から時刻 15[s]までの時間において、針にかかる力が大きく減少していることが確認できる。臓器の変位がこの時刻を境にほぼ一定となっていることから、この期間では、針が組織を切断していると考えられる。Fig.3.2(b)に時刻 12[s]におけるカメラで取得した画像を示す。
- (c) 針が突き抜け摩擦力だけが作用している状態 ( $t > 15$  [s]) : Fig.3.3 を見ると、時刻 15[s]以降では、針にかかる力及び臓器変形共に一定の値を示している。Fig.3.2(c)に時刻 20[s] におけるカメラで取得した画像を示す。Fig.3.2(c)

### 3 穿刺力の解析

を見てわかるように、この期間では針は肝臓を突き抜けており摩擦だけが作用している状態である。

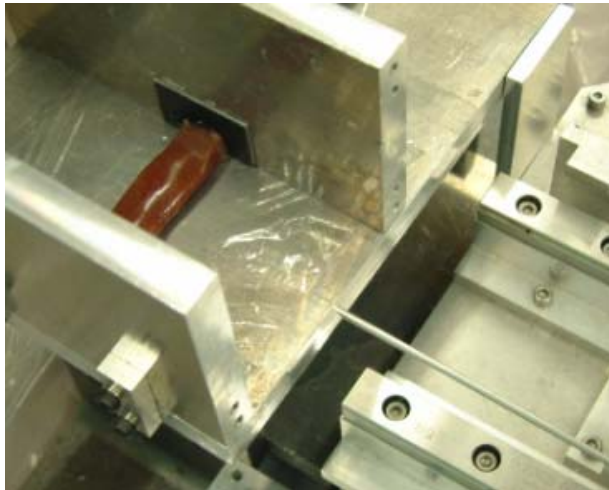


Fig.3.1 Experimental setup for evaluation of needle insertion force

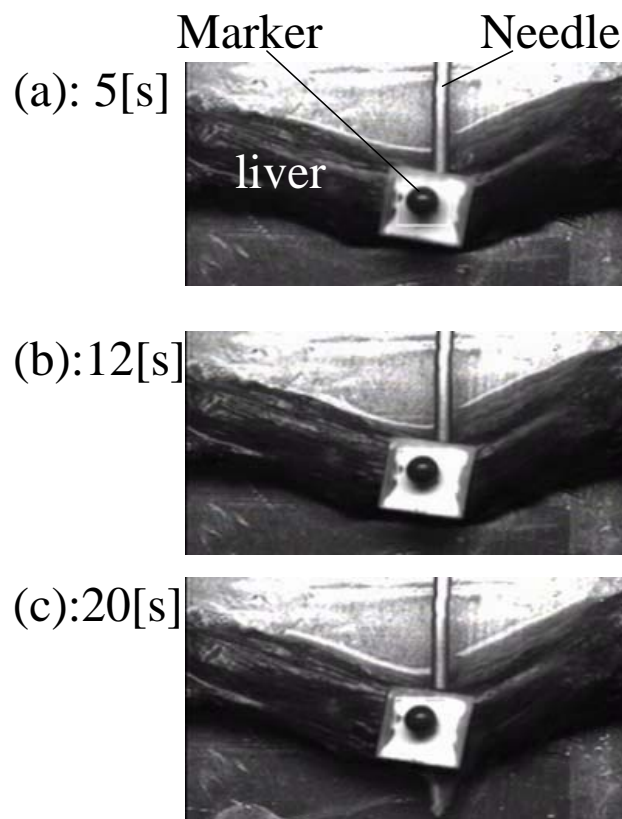


Fig.3.2 Camera images for evaluation

### 3 穿刺力の解析

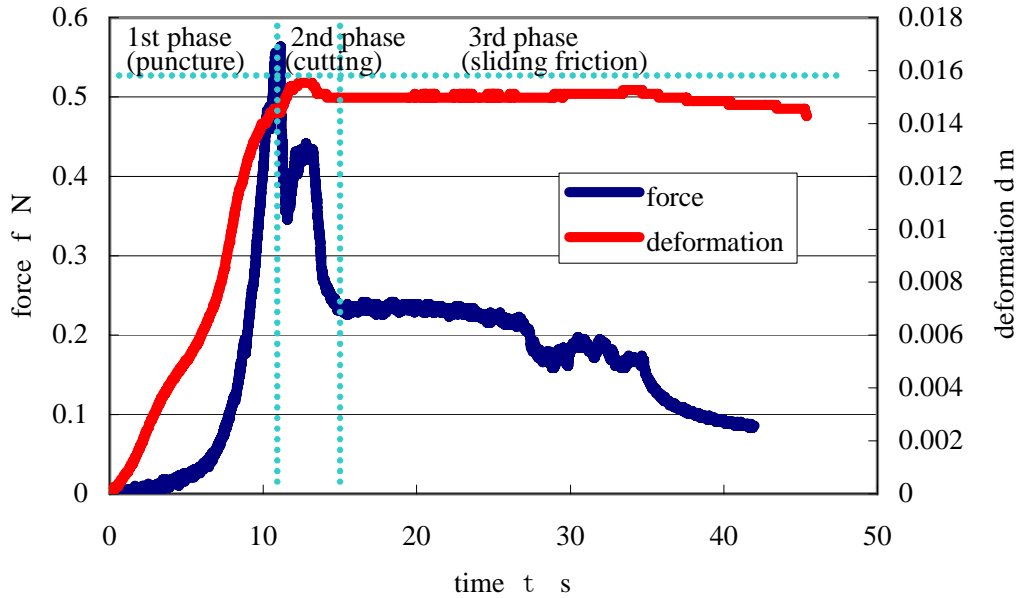


Fig.3.3 Experimental result of needle insertion force

今回示した実験において、穿刺時の力は  $0.7[\text{N}]$  の力で組織が切れている。しかしながら、肝臓が切れる力は針の太さや先端の形状、先端の尖り具合、針の摩擦係数などによって変わると考えられる。例えば、Heverly らや Okamura らは針の形状によって、切断する際の力が変化することを報告している<sup>[3-5][3-6]</sup>。また、時刻  $10[\text{s}]$  から時刻  $15[\text{s}]$  までの針にかかる力を見ると、力が大きく減少する部分が 2 回生じていることが確認される。これらのデータより、針が肝臓を切断する際には、一定の力で組織を切り進んでいくような現象が起こるのでなく、(a) 針が組織を押し、(b) 針先端にかかる力が大きくなると瞬間的に組織が切れ、(c) 組織のある地点で止まり押し始める、ことを繰り返すと考えられる (Fig.3.5)。

また、 $10[\text{s}]$  を超えた後の定常状態は穿刺の力では、すべり摩擦を生じている状態に対応する。(3)の摩擦のみかかっている状態で力は約  $0.25[\text{N}]$  である。今回の実験条件では試験片の幅は約  $10[\text{mm}]$  であり、単純に考えると、針  $1[\text{mm}]$  あたり  $0.025[\text{N}]$  の摩擦力が生じると考えられる。本論文では、針にかかる摩擦力の考察は今後の課題とする。

また、臓器の変形に着目すると、穿刺開始から  $10[\text{s}]$  まではほぼ一定の割合で変形が上昇していることが確認できる。しかしながら、実験条件として設定した針は  $2[\text{mm/s}]$  で動作しているのに対し、臓器の変形速度は  $1[\text{mm/s}]$  程度である。マーカをつけている肝臓の表面と針を接触させている中心では変形量が異なるため、差が生じていると考えられる (Fig.3.5)。

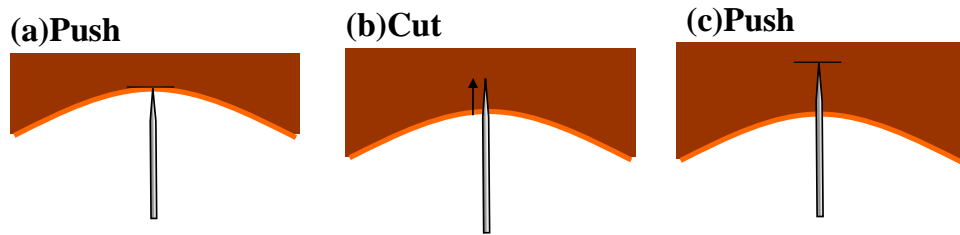


Fig.3.4 Events on needle insertion

### 3.3 穿刺力の速度依存性

本節では、穿刺速度を変えて実験を行い、切断が生じる際の針に作用する力や針の変位の速度依存性を調べる。先行研究によると、これらのデータにばらつきが生じることが報告されており、1回の実験で取得できるデータからは有意な議論をすることはできない。そこで、同一の条件において複数回の穿刺実験を行い、それらの平均値を用いて速度依存性に関して調査を行なう。以下に、詳細を示す。

#### 3.3.1 実験方法

実験の詳細を(a)-(c)に示す。また、測定実験の概要図を Fig.3.5 に示す。

- (a) **肝臓の形状・境界条件**：長方形(50x50, 厚さ 20 mm 程度)に切断した肝臓を測定台の上に乗せ、肝臓の後面が固定端となるように固定した。肝臓を固定する際には、固定壁に両面テープを用いてやすりを留め、肝臓とやすりを瞬間接着剤で付着させた。Fig.3.5 に示すように腹部背面に存在する肋骨や背骨からの拘束を考慮して、実験の際の拘束条件を決定した。
- (b) **実験機器**：実験には、生検用の針(17 gauge)を用いた。実験機は、Fig.3.6 に示すように、リニアアクチュエータに力センサ(BL AUTOTECH: BL NANO)を取り付け、力センサの逆側に針を取り付けた構成となっている。リニアアクチュエータにより、針の刺入方向の自由度を実現しており、力センサにより、針に作用する力を測定することができる。
- (c) **実験条件**：穿刺速度を 0.5[mm]-8.0[mm]の領域で変化させて実験を行い、針の変位と針に作用する力を測定する。ただし、穿刺速度の実験条件は 0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0, 6.0, 8.0 の 7 パターンに設定し、各速度に対して 9 回ずつ実験を試行した(計 63 回)。1つの固体から摘出した肝臓の 3 つの部位を用いて実験を行なった。

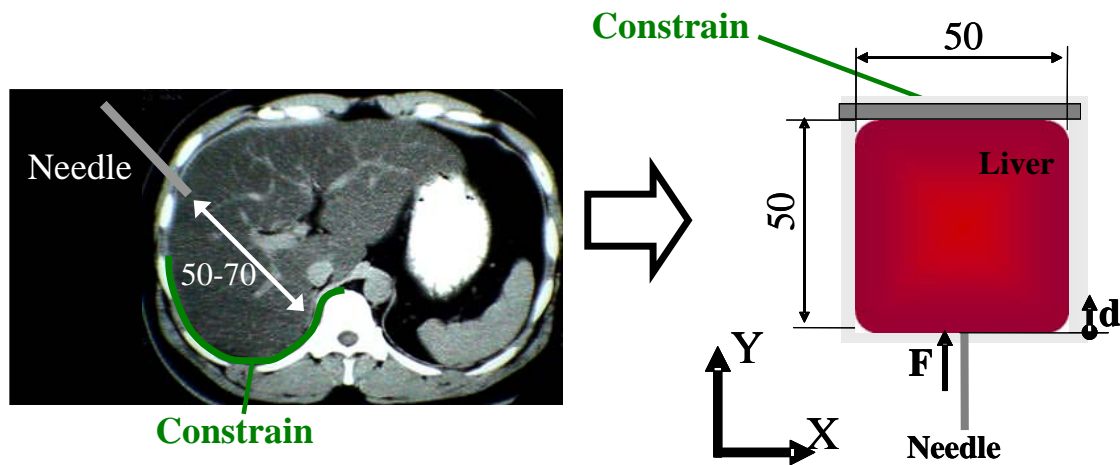


Fig.3.5 Experimental setup of experiment for evaluating velocity dependency

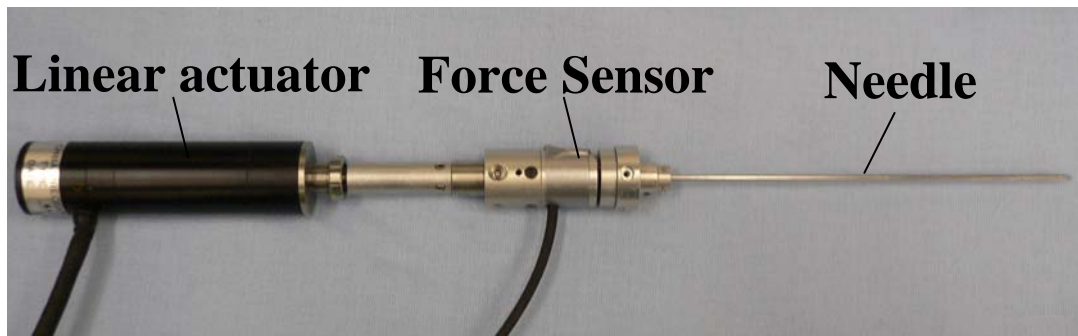


Fig.3.6 Experimental manipulator of experiment for evaluating velocity dependency

#### 3.3.2 実験結果

Fig.3.7 に、穿刺の際に生じる針の変位と針にかかる力の関係を示す。ただし、Fig.3.7 のデータは穿刺速度 4.0mm の時の 1 例である。3.2 節に示されているように、針が肝臓を切断する際には、一定の力で組織を切り進んでいくのではなく、(1) 針が組織を押し、(2) 針先端にかかる力が大きくなると瞬間的に組織が切れる、という現象を示すデータが得られている(Fig.3.4)。

(2) 針先端にかかる力が大きくなると瞬間的に組織が切れるという現象が生じる条件を考察するために、組織が切れた際の針に作用している力及び針の変位をまとめる。下記、組織が切れた際の針に作用している力を切断力  $F_c$ 、針の変位を切断変位  $d_c$  とする。各データに対して、(2) 組織が切れた際の針の変位  $d_c$  及び針に作用している力  $F_c$  をマニュアルで抽出し、各穿刺速度に関してまとめた。Fig.3.8 は各穿刺速度に対する切断力のデータ、Fig.3.9 は各穿刺速度に対する切断変位のデータをそれぞれ表している。Fig.3.8, Fig.3.9 において、青いプロットは実験データを、赤いプロットは各穿刺速度の平均を表している。

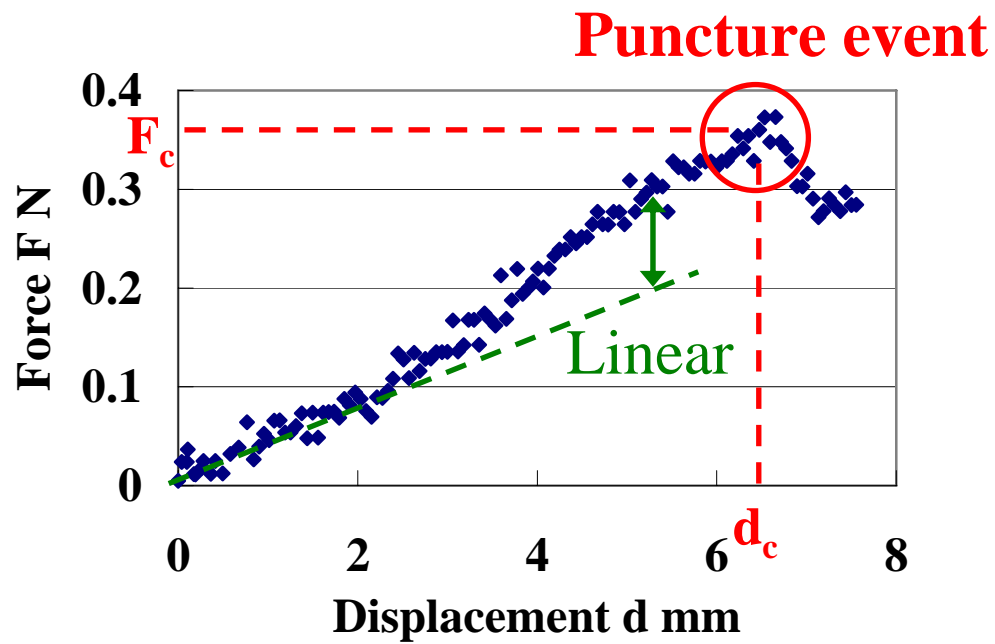


Fig.3.7 Relationship between needle displacement and force

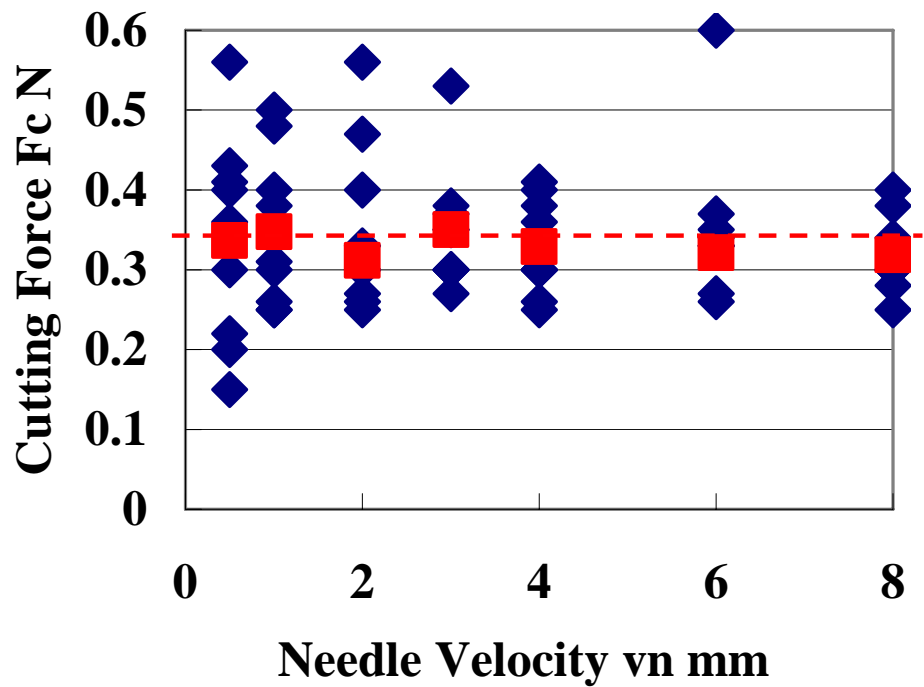


Fig.3.8 Relationship between needle velocity and cutting force

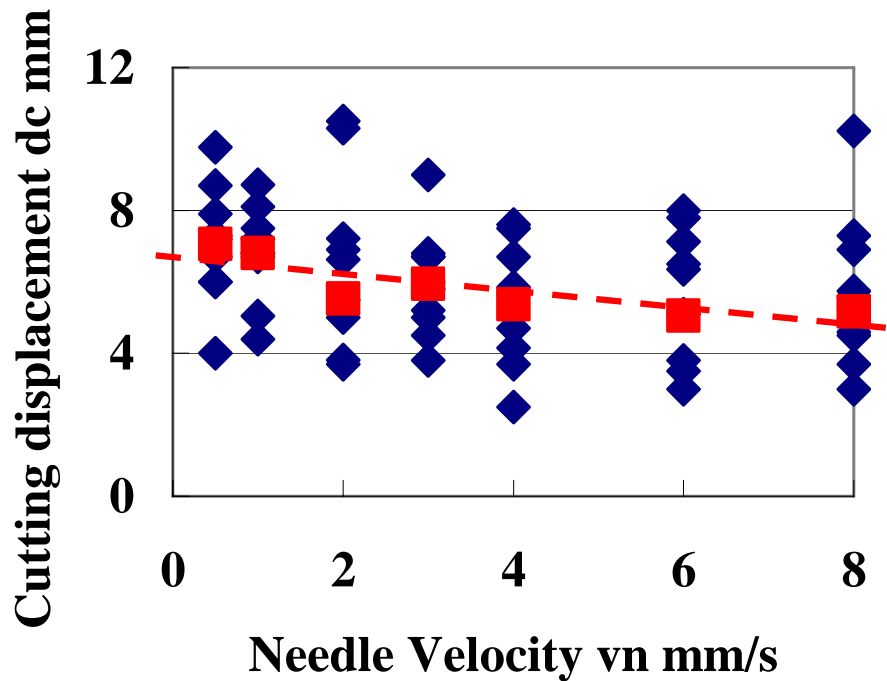


Fig.3.9 Relationship between needle velocity and cutting displacement

### 3.3.3 考察

- (a) 変位と力の非線形性に関する考察: Fig.3.7 に示す針の変位と針に作用する変位の関係を見ると、変位が 2mm を超えると、力の上昇が急激になることが確認される。また、針の変位の上昇に伴って、線形な応答に比した際の差異が大きくなっている。この結果から、針の変位と針に作用する力の関係には大きな非線形性が見られると言える。他の実験結果でも同様の非線形性を示していた。

実験で用いた肝臓はほぼ肝実質から構成されており、均一な組織であった。そのため、実験で得られた非線形性は、肝実質の材料特性が示す非線形性に起因すると考えられる。そのため、このような非線形特性を再現することが可能な物理モデルを構築するためには、非線形的な特性を有する材料特性を物理モデルが持つ必要があると考えられる。

- (b) 実験結果のばらつきに関する考察: Fig.3.8, Fig.3.9 を見ると、切断力・切断変位の双方のデータに大きなばらつきが存在することが確認できる。ほぼ同一の条件において穿刺実験を行った場合でも、切断力・切断変位の結果にばらつきが生じることから、切断現象が生じる条件は針や組織のミクロな状態によって決定されることが考えられる。これらのミクロな状態をシミュレータ



### 3 穿刺力の解析

上で正確に再現したうえで、切断が生じる条件を決定論的に規定することは非常に困難である。確定的に規定した条件を使用した穿刺シミュレートでは、Fig.3.8, Fig.3.9 に示されているような切断現象のばらつきに関する考慮がないため、実際の現象を正確に再現できない場合も多い。そのため、切断が生じる条件を適切に設定するためには、Fig.3.8, Fig.3.9 に生じているようなばらつきを考慮する必要がある、切断が生じる条件の確率的な考察が重要であると考えられる。本考察の詳細に関しては、6.2-6.3 で示す。

- (c) 切断変位の速度依存性： Fig.3.8, Fig.3.9 に示されている平均値の値を用いて考察を行なう。Fig.3.8 に示されている切断力の平均値を見ると、切断力に速度依存性はなく、ほぼ一定の値を示している。一方、Fig.3.9 に示されている切断変位の平均値を見ると、穿刺速度が大きくなるに従って、切断変位が小さくなることが確認できる。この実験データより、切断が生じる際の針の変位の速度依存性が確認される。

切断変位に速度依存性が生じる要因として、肝臓が持つ粘弾性的な性質が挙げられる。肝臓等の臓器は粘弾性体であるため、組織の応力とひずみの関係は一意には決まらず、穿刺速度等に応じて変化が生じる。

針の先端近傍の組織の応力状態は針に作用している力に比例し、針の先端近傍の組織のひずみ状態に比例する。切断変位に速度依存性があることから、切断が生じる際の針近傍のひずみの大きさは、穿刺速度の大きさに応じて変化する。そのため、切断の条件を針近傍のひずみの大きさを用いて規定することは適切ではないと考えられる。一方、切断力には速度依存性がないため、組織の切断が生じる際の針近傍の応力の値は穿刺速度によらず一定である。このことは、針近傍の応力が一定になった際に切断が生じることを示唆しており、針近傍の応力の大きさによって規定することが適切であると考えられる。

穿刺速度が大きい際には、穿刺速度が小さい場合に比べて、針近傍の応力状態が大きくなる。そのため、切断が生じる応力に達する際の針の変位は、穿刺速度が大きい場合のほうが小さくなると考察される。

本研究では、「針の変位に対する非線形的な力の上昇は、肝実質の持つ材料的な非線形性に起因する」、「穿刺速度に対する切断変位の現象は、肝実質の持つ粘弾性特性に起因する」という仮説をたて、上記のような特徴を有する穿刺現象を解析することが可能な、粘弾性特性及び非線形性を有する肝臓の物理モデルを構築する。



### 3 穿刺力の解析

上記の特性を持つ物理モデルを構築するため、肝臓が有する応力とひずみの粘弾特性および非線形特性の測定およびモデル化について4章で述べ、その特性を持つ臓器の形状および境界条件を設定し、変形を解析する手法に関して5章でまとめ、解析結果より本章でたてた仮説の検討を行なう。

#### 3.4 小括

本章では、穿刺の際に生じる力学的な現象に関してまとめ、肝臓の物理モデルを構築するために必要な材料力学的な特性に関して考察した。*in vitro*にて、穿刺を行なう際の肝臓の境界条件に近似できると考えられる、後方を固定した肝臓に対して穿刺を行なった。その結果、針の変位と針にかかる力の関係に非線形性が表れるという実験結果を得た。次に、穿刺速度を0.5[mm]-8.0[mm]の間で変化させて実験を行い、切断が生じる際の針の変位の穿刺依存性に関して調べた。これらの実験結果から、肝臓の穿刺時に生じる変形を精確に再現するためには、粘弾性および応力とひずみの非線形性を有する肝臓の物理モデルを構築することが必要であるという仮説をたてた。

以下、肝臓が有する応力とひずみの粘弾特性および非線形特性の測定およびモデル化について4章で述べ、その特性を持つ臓器の形状および境界条件を設定し、変形を解析する手法に関して5章でまとめ、解析結果より本章でたてた仮説の検討を行なう。

## 第 4 章 材料特性モデルの構築

- 4.1 概要
  - 4.2 粘弾性測定器
  - 4.3 動的粘弾性試験による粘弾性特性のモデル化
  - 4.4 クリープ試験による粘弾性特性の検証
  - 4.5 応力とひずみの非線形特性のモデル化
  - 4.6 組み合わせ応力に対する粘弾性及び非線形性
  - 4.7 小括
- 

### 4.1 概要

生体材料は、粘弾性、非線形性、非均一性、異方性などの複雑な特性を示すことが知られている<sup>[4-1]</sup>。3章で示したように、穿刺治療を対象とした場合、肝臓の物理モデルを構築する上で、粘弾性と非線形性が重要であると考えられる。

肝臓の材料特性の測定は過去の研究でも行われている。植原らは静的な引張試験を用いて、速度に対する肝臓の破断応力、伸び率、ヤング率の変化を測定した<sup>[4-2]</sup>。また、石原らは豚の肝臓を用いて、引張試験や圧縮試験を行い、応力ひずみ特性、破壊応力、ポアソン比を検討した<sup>[4-3]</sup>。佐久間らは、同一試験片に対して引張試験と圧縮試験を行うことによって、肝臓物性値を測定し、その結果から非線形特性を表現する構成式を導出した<sup>[4-4]</sup> [4-5]。

しかしながら、これらの研究では、モデルの材料特性として応力とひずみの粘弾性及び非線形性の両方を考慮している先行研究はない。本論文では、肝臓を対象として、組織の粘弾性と非線形性を考慮した材料特性モデルを提案する。

本章では、肝組織の粘弾性及び非線形性を有する材料特性をモデル化するために、ブタの肝臓を用いて、4.2 節で示す粘弾性測定器を用いて実験を行なう。実験は、大きく分けて、粘弾性特性のモデル化のための実験と非線形性のモデル化のための実験にわかれており、それぞれ、以下の節によってモデル化を行う。

- (a) **粘弾性:** まず、4.3 節にて、動的粘弾性試験の結果から、肝臓の持つ粘弾性特性をモデル化する。次に、4.4 節にてクリープ試験の結果から 4.3 節で立てたモデルを検証する。

(b) **非線形性:** 4.5 節にて、応力を変化させてクリープ試験を実施して、それらの応答の差異から、肝臓の持つ応力とひずみの非線形特性をモデル化する。

本章では、議論を簡便にするため、実験結果の 1 例からモデル化を行なっている。他のサンプルの実験結果も同様に、パラメータをそれぞれのサンプルに応じて設定すれば、4.3-4.7 節で示すモデルでそれぞれの実験結果を近似することが可能である。

また、一般に肝臓は非均一性を持つ臓器のため、一つの肝臓から複数のサンプルを取り出し、各部位の硬さの差異を測定する必要がある。本論文では、研究の第 1 ステップとして、一つの肝臓から 1 つのサンプルを取り出し、その結果から材料特性をモデル化している。非均一性の考慮に関しては今後の課題とする。

### 4.2 粘弾性試験機

本研究では肝臓の材料特性のモデリングを行うため、横型の粘弾性測定器 (TA-Instrument:AR550) (以下、レオメータ) を用いた。その概観を Fig.4.1 に仕様を Table4.1 に示す。レオメータは測定部 (以下、ジオメトリ) で、ジオメトリで試料 (Fig.4.1 の橙色の部分) をねじり、ジオメトリにかかるトルクと回転角を測定する。試料部は棒材のねじり変形と考え、組織の端部 (境界) では

$$\sigma = \frac{2}{\pi R^3} M \quad (4-1)$$

$$\varepsilon = \frac{R\theta}{D} \quad (4-2)$$

と、せん断応力  $\sigma$  とせん断ひずみ  $\varepsilon$  が計算され、この値から

$$G = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (4-3)$$

として、縦弾性係数  $G$  を算出する。ただし、 $R$  はジオメトリの半径、 $D$  は組織の厚さである。以後の実験結果では、粘弾性測定器の慣例にならい、組織の境界でのせん断応力  $\sigma$  とせん断ひずみ  $\varepsilon$  を取扱っている。組織内のせん断応力  $\sigma$  とせん断ひずみ  $\varepsilon$  の平均値は、以下の実験結果の約半分となっていることに注意されたい。

実験対象をねじり材料特性測定することにより、引張試験機などの従来の測定機と比べ、次のような利点がある。

- (a) 重力によって試料が変形しない：生体のような柔らかい材料を考えた場合、自重により変形し計測に影響を与える可能性が高い。レオメータでは重力方向に支えられているため自重による変形を考慮する必要がなく、安定してデータを取得できると考えられる。
- (b) 応力が試料の変形によらない：引張試験では荷重によって横ひずみが発生し、その結果、断面積が小さくなり真応力と公称応力の違いがでる。一方、レオメータでは、試験中に断面積が一定であるため、応力とひずみの関係を精確に定量化することが可能である。

以下に、4.3-4.7 節に示す粘弾性試験機を用いた実験の実験条件について示す。実験には、屠蓄場にて屠蓄された成豚から摘出した肝臓を用いた。肝臓は冷凍状態で運送し、摘出後半日以内に実験を行った。摘出された肝臓を、メスを用いて 5mm 程度の薄さにスライスし、その後、直径 20mm の型抜きを用いて円筒状に切り出した。このように切り出した試験片に対して、粘弾性試験機を用いてねじることによって、材料特性を測定する。

実験は組織の乾燥を防ぐために生理食塩水につけて行い、生理食塩水を 36°C にすることで、実験中の試料の温度を 36°C に保った。また、試験中、計測装置に対して試験片が滑ることを防ぐため、装置と試験片の接触面に耐水ヤスリを設置し、滑りを防いだ。

### 4.3 動的粘弾性試験による粘弾性特性のモデル化

#### 4.3.1 概要

本項では、肝組織の持つ粘弾性特性を動的粘弾性試験の結果から考察し、微分方程式を用いてモデル化する。

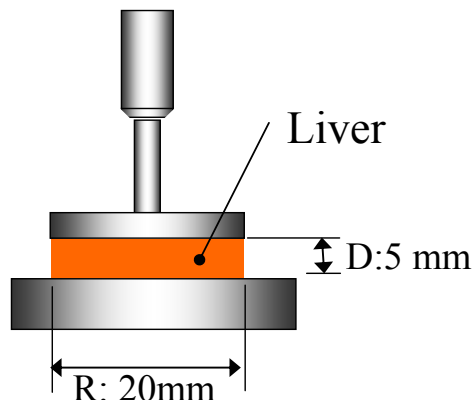


Fig.4.1 Rheometer

#### 4 材料特性モデルの構築

Table 4.1 AR550 仕様

最小トルク [ $\mu\text{N.m}$ ]	1.0
最大トルク [ $\text{mN.m}$ ]	50
モーターイナーシャ [ $\mu\text{N.m.s}^2$ ]	26
角速度範囲 [ $\text{rad/s}$ ]	1E-8–100
周波数範囲 [ $\text{Hz}$ ]	1E-4–40
変位分解能 [ $\mu\text{rad}$ ]	0.62
エアーベアリング	ジェット
オートギャップセット	標準装備
ギャップ分解能 [ $\mu\text{m}$ ]	0.06
ノーマルフォース範囲 [ $\text{N}$ ]	0.01–50
ペルティエプレート [ $^{\circ}\text{C}$ ]	-10–150

粘弾性体に正弦波状の応力  $\sigma$  を入力すると、その時のひずみ  $\varepsilon$  は

$$\sigma(t) = \sigma_0 \sin(\omega t) \quad (4-4)$$

$$\varepsilon(t) = \varepsilon_0 \sin(\omega t + \theta) \quad (4-5)$$

となる。ただし、 $\omega$  は応力の周波数を  $\theta$  は応力の変化に対するひずみの変化の遅れを表している。各周波数において、上記の試験を繰り返し、 $\sigma_0$ 、 $\varepsilon_0$ 、 $\theta$  を評価することで周波数特性を測定し、肝組織のもつ粘弾性特性に関するデータを取得することが可能である。

動的粘弾性試験とは、試料に周波数入力を与えた際のひずみと応力から複素弾性率、位相を測定し、貯蔵粘弾性率  $G'$  と損失弾性率  $G''$  より、粘弾性体の周波数応答を測定する試験である。動的粘弾性の試験結果は、式(4-6)にて定義される機械インピーダンスを用いて示す。つまり、複素平面状で複素弾性率  $G^*$  を

$$G^* = G' + jG'' \quad (4-6)$$

として定め、貯蔵弾性率  $G'$  と損失弾性率  $G''$  を評価する。この時、

$$G' = \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} \cos(\theta) \quad (4-7)$$

$$G'' = \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} \sin(\theta) \quad (4-8)$$

を用いて算出する。

#### 4.3.2 実験方法及び実験結果

4.4 節に示す実験環境において肝組織に対して、3%のひずみ振幅を与えるように、正弦波応力を与える動的粘弾性試験を行った。その結果を Fig.4.2 に示す。

Fig.4.2 の実験結果より,  $\omega=10[\text{rad/s}]$ を境に特性が変化していると考え,  $\omega \leq 10[\text{rad/s}]$ を低周波特性,  $\omega \geq 10[\text{rad/s}]$ を高周波特性とし, それぞれ考察を行う. 4.3.3 では低周波数特性に関して, 4.3.4 では高周波数特性に関して示す.

#### 4.3.3 低周波数特性のモデル化

Fig.4.3 は Fig.4.2 の低周波部分( $\omega \leq 10[\text{rad/s}]$ )を拡大し, 両対数で表示した図である. Fig.4.3 では貯蔵弾性率  $G'$  が両対数上で線形に大きくなっている. また, 同様に損失弾性率  $G''$  も両対数で直線となっていることに大きな特徴がある. 例えば, 弾性体の場合, 機械インピーダンスは貯蔵弾性率  $G'$  がある一定値を取り, 損失弾性率  $G''$  は 0 である. また, 粘性体の場合, 貯蔵弾性率  $G'$  が 0 であり, 損失弾性率  $G''$  は周波数  $\omega$  に比例する. Fig.4.3 が示す実験結果のような, 貯蔵弾性率  $G'$ , 貯蔵弾性率  $G'$  が両対数軸上で線形に大きくなる特性を従来の弾性要素と粘性要素の組み合わせで表すのは困難である.

貯蔵弾性率  $G'$  及び損失弾性率  $G''$  が両対数上で線形に大きくなっており, その傾きもほぼ同様であることから, 貯蔵弾性率  $G'$  及び損失弾性率  $G''$  は

$$\log G' = k \log(\omega) + \log(G'_0) \quad (4-9)$$

$$\log G'' = k \log(\omega) + \log(G''_0) \quad (4-10)$$

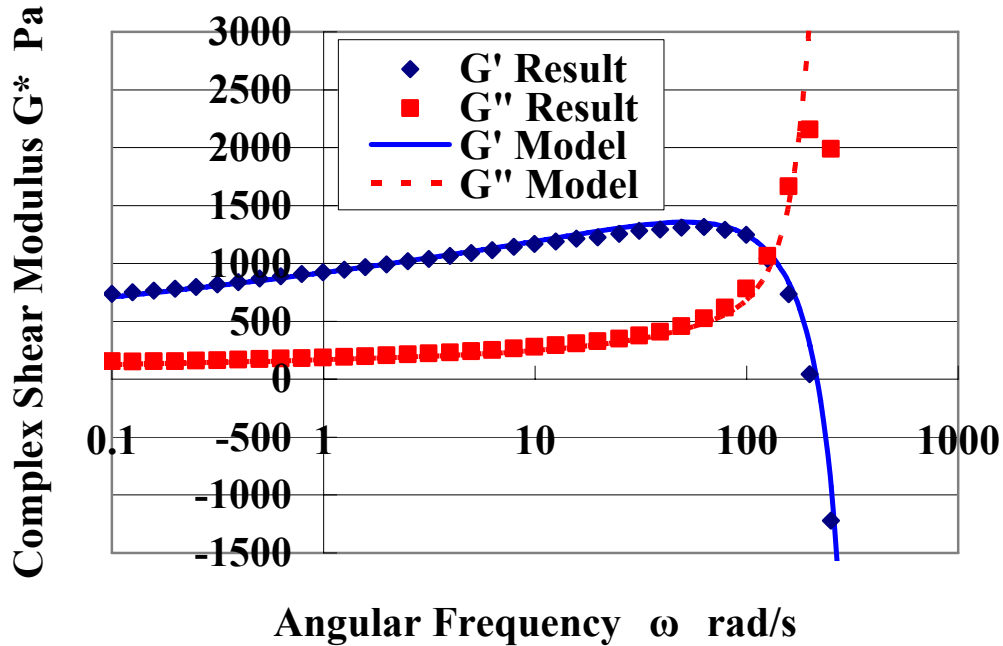


Fig.4.2 Mechanical Impedance of Liver

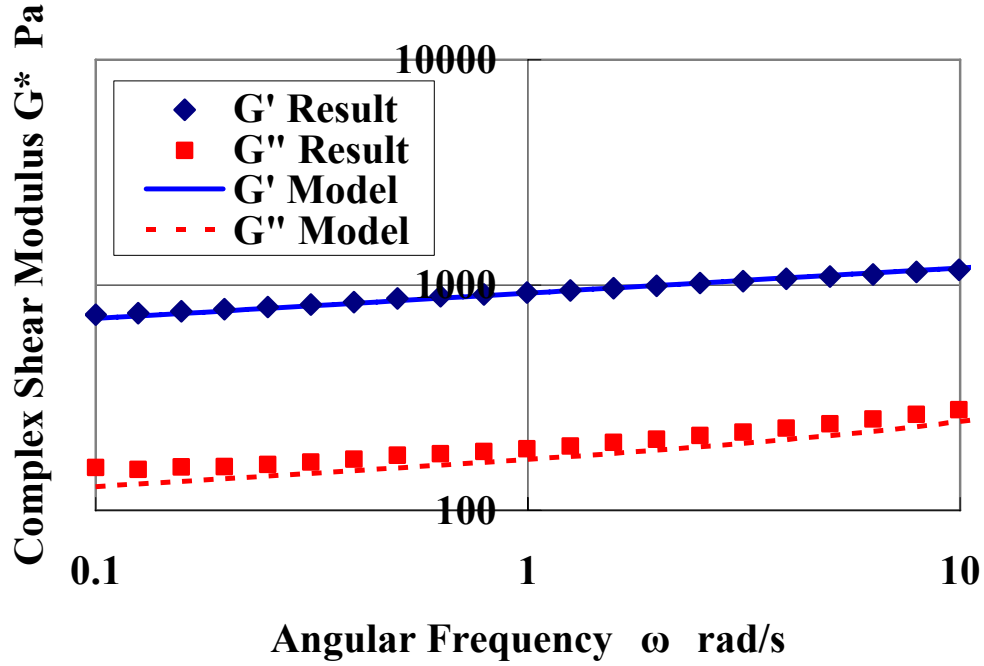


Fig.4.3 Mechanical Impedance of Liver (Low Frequency Characteristics)

と表される．ここで  $k$  は Fig.4.3 における直線の傾きを表している．式 (4-9), 式 (4-10) から貯蔵弾性率  $G'$ , 損失弾性率  $G''$  は各々, 式 (4-11), 式 (4-12) で表現することが可能である．

$$G' = G'_0 \omega^k \quad (4-11)$$

$$G'' = G''_0 \omega^k \quad (4-12)$$

ここで,

$$(j\omega)^n = \cos\left(\frac{\pi}{2}n\right) + j\sin\left(\frac{\pi}{2}n\right) \quad (4-13)$$

であることを注意すると, 式 (4-11), 式 (4-12) より, 複素弾性率  $G^*$  は,

$$G^* = G(j\omega)^k \quad (4-14)$$

と表される．ただし, 式(4-14)において,

$$G = \sqrt{G'^2 + G''^2} \quad (4-15)$$

であり,  $G'_0$  及び  $G''_0$  とは

$$G_0' = G \cos\left(\frac{\pi}{2}k\right) \quad (4-16)$$

$$G_0'' = G \sin\left(\frac{\pi}{2}k\right) \quad (4-17)$$

という関係になっている.

式 (4-14) の複素弾性率の式より, 低周波特性は微分方程式 (4-18) でモデル化される.

$$G \frac{d^k \varepsilon}{dt^k} = \sigma \quad (4-18)$$

Fig.4.3 から算出すると, 微分次数を表す  $k$  の値は約 0.1 であった. これらの結果より, 肝臓の低周波特性は次数  $k$  が実数の微分項 (分数次微分項) で表すことによって, 近似できると考えられる.

分数次微分項は, 微分次数  $k=0$  の時はバネ要素を表しており, 微分次数  $k=1$  の時はダッシュポット要素を表している. つまり, 分数次微分項は弾性と粘性の中間の性質を示しており微分次数  $k$  の大きさが系の粘性の大きさを表している. 物質の粘弾性を扱うモデルとして, 従来フォークトモデルやマックスウェルモデルが用いられてきたが, これらのモデルでは粘弾性体を, 弾性 ( $k=1$ ) と粘性 ( $k=0$ ) を持つ組織を直列・並列の組み合わせで表してきた. 肝組織の持つ粘弾性を表すモデルとして, 分数次微分項が適しているということは, 生体材料のモデルでは, 弾性 ( $k=1$ ) と粘性 ( $k=0$ ) の組み合わせで特性を表すのは適していなく, 粘弾性 ( $0 < k < 1$ ) を表す項を用いて表すことが適していることを示唆している. 肝組織の場合, 微分次数  $k$  は約 0.1 であったので, 弾性の要素が強い粘弾性体であると考えられる.

#### 4.3.4 高周波数特性のモデル化

本項では, 高周波特性を検討する. Fig.4.2 の高周波部分で, 貯蔵弾性率  $G'$  は 100[rad/s]程度から値が減少するようになり,  $\omega=200$ [rad/s]程度で 0 になり, その後マイナスの値になっている. また, 損失弾性率  $G''$  は  $\omega=50$ [rad/s]程度から値が上昇する特性を示している.

貯蔵弾性率  $G'$  の減少は  $\omega$  の 2 次項のみでは十分に表現することはできない. 貯蔵弾性率  $G'$  の減少は  $\omega \leq 250$ [rad/s] の際,  $\omega$  の 2 次+6 次での減少を十分に表現



#### 4 材料特性モデルの構築

することができる．貯蔵弾性率  $G'$  は  $100 \leq \omega \leq 200 [\text{rad/s}]$  の範囲では 2 次項の、 $200 \leq \omega \leq 250 [\text{rad/s}]$  の範囲では 6 次項の影響が強く、Fig.4.2 の特性を示す．

また、損失弾性率  $G''$  の増加は、 $\omega$  の 1 次項のみでは十分に表現することはできない．損失弾性率  $G''$  の増加は  $\omega \leq 250 [\text{rad/s}]$  の時、 $\omega$  の 1 次+5 次で十分に表現することができる．損失弾性率  $G''$  は  $50 \leq \omega \leq 150 [\text{rad/s}]$  の範囲では 1 次項の、 $150 \leq \omega \leq 250 [\text{rad/s}]$  の範囲では 5 次項の影響が強く、Fig.4.2 の特性を示す．

従って、貯蔵弾性率  $G'$ 、損失弾性率  $G''$  は低周波特性、高周波特性の考察より、式 (4-19)、式 (4-20) にて示す．

$$G' = G'_0 \omega^k - m \omega^2 - n \omega^6 \quad (4-19)$$

$$G'' = G''_0 \omega^k + \eta \omega + c \omega^5 \quad (4-20)$$

式 (4-19)、式 (4-20) の右辺第 1 項は、それぞれ低周波特性の項である．式 (4-19)、式 (4-20) から、肝組織の動特性は式 (4-21) の微分方程式により、モデル化される．

$$n \frac{d^6 \varepsilon}{dt^6} + c \frac{d^5 \varepsilon}{dt^5} + m \frac{d^2 \varepsilon}{dt^2} + \eta \frac{d \varepsilon}{dt} + G \frac{d^k \varepsilon}{dt^k} = \sigma \quad (4-21)$$

Fig.4.2、Fig.4.3 にて、このモデルの動的粘弾性特性と実際の実験結果を、Table.4.2 に算出した各係数を示す．Fig.4.2、Fig.4.3 から、式 (4-21) の微分方程式で、肝組織の動的特性を精度よくモデル化できていると考えられる．

Fig.4.2 の実験結果では、 $\log \omega$  の間隔が一定になるように測定しているため、高周波でのプロットが少なくなっている．Fig.4.4 にて、 $\omega$  の間隔が一定になるように測定した動的粘弾性試験の結果をサンプルとして示す．Fig.4.4 より、高周波領域において式 (4-21) を用いたモデルがばらつきのあるデータのほぼ中心を通っていることが確認された．

Table.4.1 Coefficient of Equation (4-21)

G	k	$\eta$ [Pa s]	m [Pa s <sup>2</sup> ]	c [Pa s <sup>5</sup> ]	n [Pa s <sup>6</sup> ]
940	0.11	3.4	0.030	7E-09	3E-12

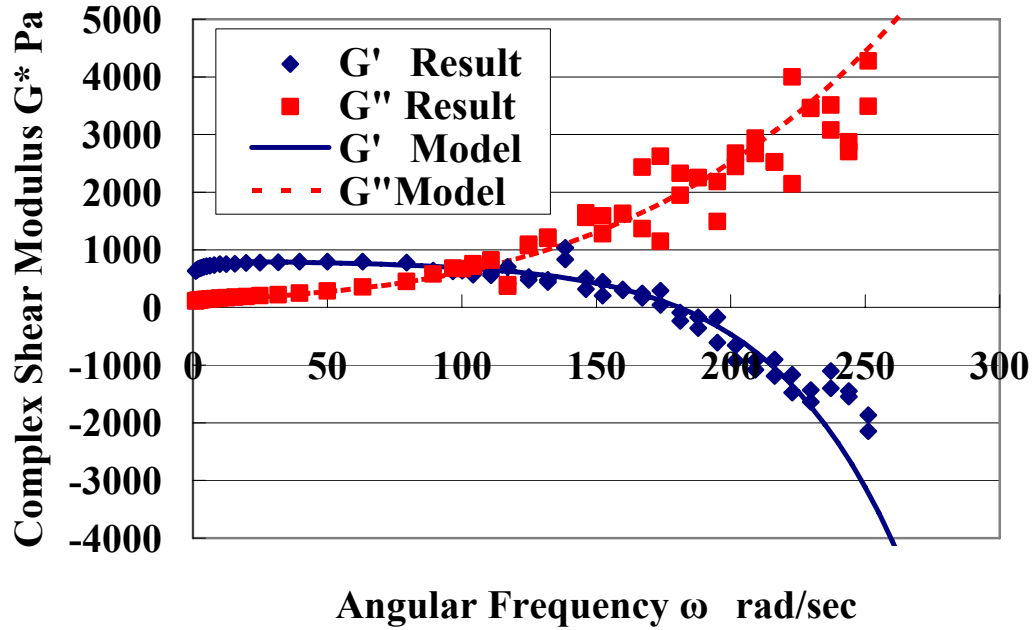


Fig.4.4 High Frequency Characteristics

動特性試験の結果から、肝臓の粘弾性を式(4-21)の微分方程式で表現するモデルで示した。しかしながら、本研究で行った角振動数の範囲は、今回用いたレオメータの限界である 250[rad/s]までである。そのため、250[rad/s]以上の角振動数において、今回導いたモデルの妥当性は示されていない。250[rad/s]までの角振動数に対するモデル化で十分かどうかは、臓器にかかる力の周波数によって変わってくる。例えば、摩擦現象や切断現象が生じた際には、高周波な力の変化が生じ、250[rad/s]以上の高周波特性が影響する可能性も考えられる。これらの考察に関しては今後の課題とする。

逆に、入力される力の周波数が小さい場合には、6 次までの項は必要なく、低次の項のみのモデルで十分である。4.3.3, 4.3.4 に示した考察から、 $\omega \leq 50$ [rad/s]までの周波数の力しか作用しない場合は、式(4-18)で十分である、同様に $\omega \leq 100$ [rad/s]までの周波数の力では式(4-22)、 $\omega \leq 150$ [rad/s]までの周波数の力では式(4-23)で十分となる。このように作用する力の周波数によって、簡易なモデルを用いることが可能である。

$$\eta \frac{d\varepsilon}{dt} + G \frac{d^k \varepsilon}{dt^k} = \sigma \quad (4-22)$$

$$m \frac{d^2 \varepsilon}{dt^2} + \eta \frac{d\varepsilon}{dt} + G \frac{d^k \varepsilon}{dt^k} = \sigma \quad (4-23)$$

## 4.4 クリープ試験による粘弾性特性の検証

### 4.4.1 概要

粘弾性試験の中で、一定の応力を加えた際のひずみの時間変化を測定する試験をクリープ試験という。一般にクリープ試験の結果からは、大きく分けて低周波特性と高周波特性の 2 つの特性が見られる。ステップ入力直後(クリープ試験で、リングングが起こっている部分)は、急激な入力変化が起こった直後なので、系の中には高周波成分が多く含まれる。したがって、外力入力直後には系のもつ $\omega$ の高次の特性、つまり、高周波特性が現れる。また、十分に時間が経過した後の定常状態の応答は、入力変化の変化が小さいため、系が持つ低周波特性を示している。

本節では、クリープ試験における定常状態から、4.3 節で示した低周波特性に関して考察する。

### 4.4.2 クリープ試験のモデル化

本項では、クリープ試験における応答を式(4-24)から定式化する。ステップ入力から十分に時間が経過した後の定常状態は低周波特性を表している。そのため、肝臓のモデルの低周波特性は式(4-18)にて示される。式(4-18)の微分方程式を、

$$\sigma = \sigma_0 = \text{const} \quad (4-24)$$

の条件で解くと、

$$\varepsilon = \frac{\sigma_0}{G} D^{-k}(1) \quad (4-25)$$

となる。ただし、 $D$  は微分要素であり、マイナス  $k$  階の微分で、 $k$  階の積分を表している。 $k$  階の積分は、Riemann-Liouville の定義から

$$D^{-k} f(t) = \frac{1}{\Gamma(k)} \int_0^t (t - \xi)^{k-1} f(\xi) d\xi \quad (4-26)$$

と表すことができる。式(4-26)を  $k > -1$ ,  $v > 0$  に対して解くと、

$$D^{-k} t^\lambda = \frac{\Gamma(k+1)}{\Gamma(k+v+1)} t^{\lambda+k} \quad (4-27)$$

となる。ただし、 $\Gamma$  はガンマ関数である。式(4-27)において、 $\lambda=0$  として、

#### 4 材料特性モデルの構築

$$\varepsilon = \frac{\sigma_0}{G \Gamma(1+k)} t^k \quad (4-28)$$

となる.

式(4-28)より 4.4 節の低周波特性からクリープ試験の定常特性は式(4-29)で示される累乗特性となると考えられる.

$$\varepsilon = \varepsilon_0 t^k \quad (4-29)$$

$$\varepsilon_0 = \frac{\sigma_0}{G \Gamma(1+k)} \quad (4-30)$$

ここで,  $\varepsilon_0$  はクリープ試験におけるひずみの大きさを表す定数である.

##### 4.4.3 方法及び結果

4.2 節に示した実験環境にて, 負荷 300[Pa] のクリープ試験を 3 分間実施した. その時の結果を Fig.4.5 に示す. また Fig.4.6 にその 0[s]-2[s] の拡大図を示す. また, 得られた結果より, 最小 2 乗法にてパラメータ  $\varepsilon_0$  及び  $k$  を決定し, ひずみ変化を式(4-29)で表した結果も Fig.4.5 及び Fig.4.6 に示す.

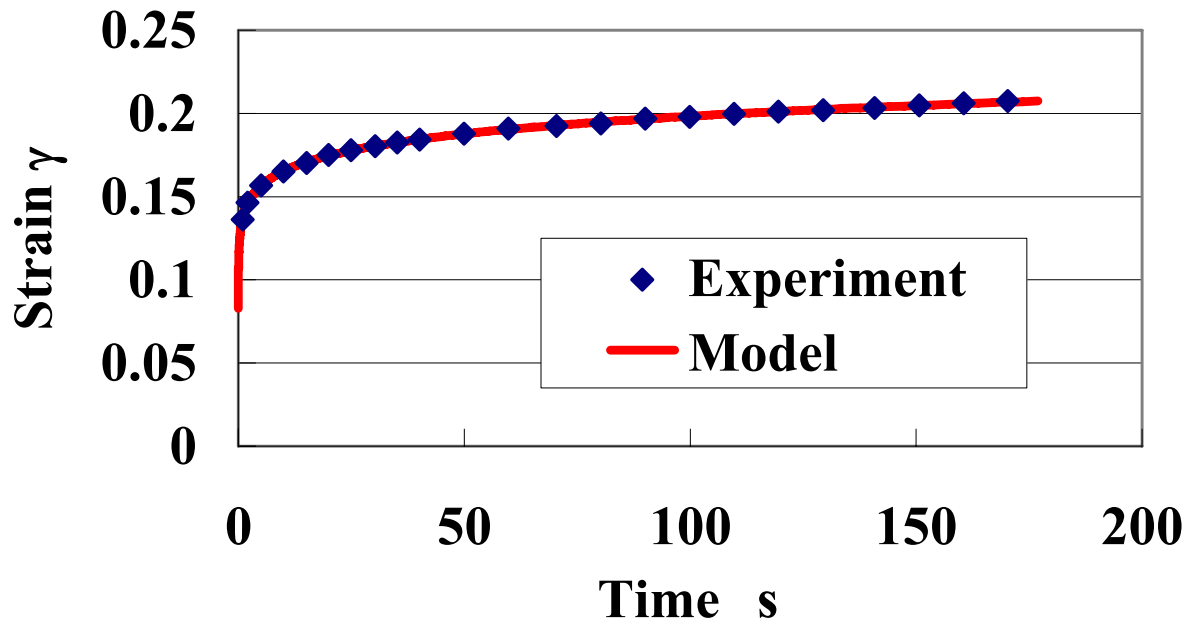


Fig.4.5 Result of creep test (0-180[sec])

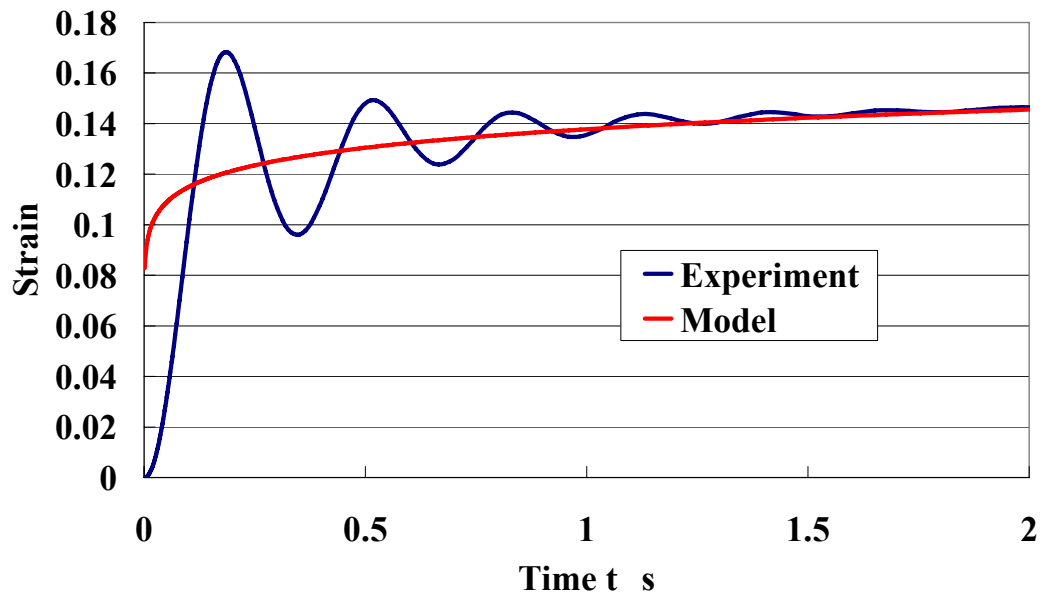


Fig.4.6 Result of creep test (0-2[sec])

#### 4.4.4 考察

(a) 0-180[sec]における応答：Fig.4.5 より，一定負荷応力下で3分間ひずみが伸び続けている．肝臓はクリープ時に，一定の値に収束するのではなく伸び続ける特性を示す．このような長時間伸び続けるモデルは，従来のばねとダッシュポットの組み合わせ（例 Voigt モデル，4 要素モデル）での表現は難しい．また，Maxwell モデルのようなダッシュポットの直列成分があれば，長時間伸び続けるモデルを表現することができるが，この場合，直線的に伸び続けるため，Fig.4.5 のクリープ試験結果のモデルとしては適さない．式(4-29)の累乗近似モデルは伸び続ける特性を持っており，分数次微分項でモデリングすることにより，Voigt モデル，Maxwell モデルや四要素モデルでは表現が難しい伸び続ける特性を一つの項で表現することが可能である．また実際，肝臓のクリープ試験結果を，式（4-29）の累乗近似を用いてモデリングすることでよい対応を示す．累乗近似をすることで，Fig.4.5 の実データとモデルの応答の決定係数  $R^2$  は 99%以上であった．このようにクリープ試験の実験結果からも肝臓の低周波数特性を分数次微分項で表すことが適切であることが示唆された．

(b) 0-2[sec]における応答：Fig.4.6 の実験結果より，クリープ実験時のひずみの時間変化が初期部で振動していることが確認できる．累乗近似モデルでは，定常状態について近似を行っており動的粘弾性特性の際に特定した質量等の高周波に影響を与える項は考えていないため，このような初期振動を表現できていない．しかし，

Fig.4.6 において、累乗近似モデルは実験結果の振動の中心部を通っており、式(4-22)で示した高周波的な項の影響を付け足すことで振動の表現が可能だと考えられる。

粘弾性体のクリープ試験では、ひずみが時間によって変化していくため、応力をひずみで割った見かけの弾性率  $G(t)$  は絶えず変化している。そのため、弾性率を決定するためにはクリープ試験に対してモデルをおき、そのパラメータを通じて弾性率を決定することとなる。しかしクリープ試験の結果に対してはフォークトモデル、対数関数モデルなど様々なモデルが考えられている。もちろんモデルの違いによって、クリープ試験結果からの弾性率は変わることになる。このようにクリープ試験では、ひとつの結果に対して様々な解釈が考えられ、クリープ試験の結果からだけのモデルでは、単なるカーブフィットになる危険性がある。本論文のモデルでは、クリープ試験結果と動的粘弾性試験の双方から検証を行っており、モデルの妥当性が示唆されたと考えられる。

### 4.5 応力とひずみの非線形特性のモデル化

#### 4.5.1 概要

生体材料は粘弾性と共に非線形性を持つ。4.3-4.4 節では動的粘弾性試験について考察し、肝組織の持つ粘弾性特性のモデリングを行った。しかしながら、肝組織の持つ非線形性については明らかになっていない。本章では、ステップ応答を測定するクリープ試験から肝臓の弾性率について考察を行う。また、応力を変えてクリープ試験を繰り返すことによって、肝臓の非線形性について検討を行う。

#### 4.5.2 方法と結果

負荷応力を変えてクリープ試験を繰り返し、各結果に式(4-29)の累乗近似を行い、 $\epsilon_0$  と  $k$  を求めた。その後、式(4-30)を用いて、粘弾性率  $G$  を算出する。それぞれの応力に対して、累乗近似の決定係数  $R^2$  値は 95%以上であった。応力  $\sigma$  とひずみ  $\epsilon_0$  の関係を Fig.4.8 に、ひずみ  $\epsilon_0$  に対する粘弾性率  $G$  の値を Fig.4.8 に示す。また、ひずみ  $\epsilon_0$  に対す微分次数  $k$  の値を Fig.4.9 示す。(肝臓の非線形性は、ひずみの大きさによって変化することを Appendix 4.A で示している。)

#### 4 材料特性モデルの構築

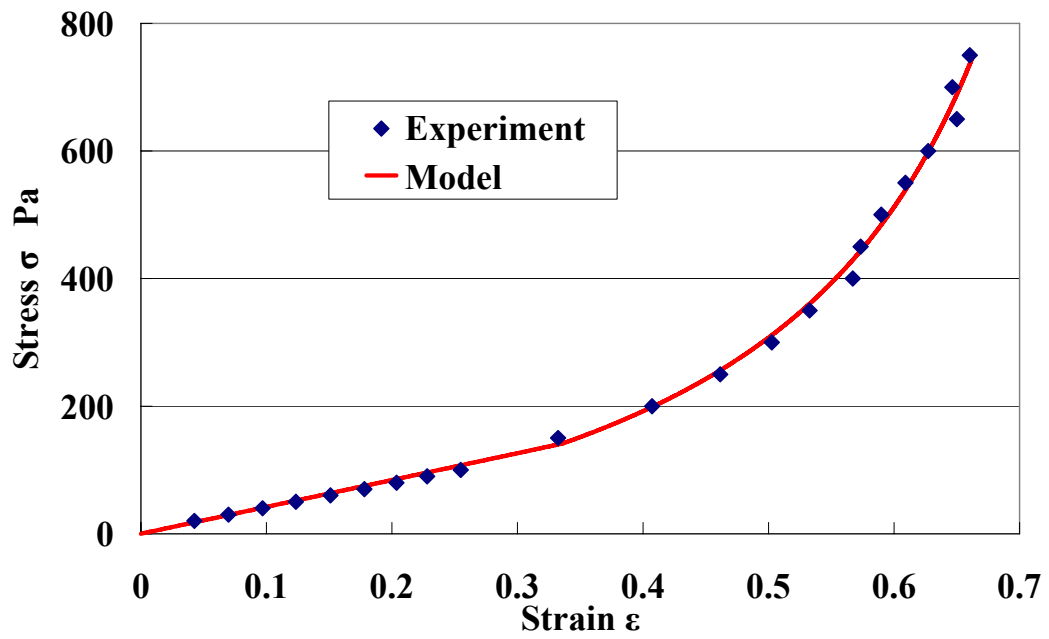


Fig.4.7 Stress-strain diagram

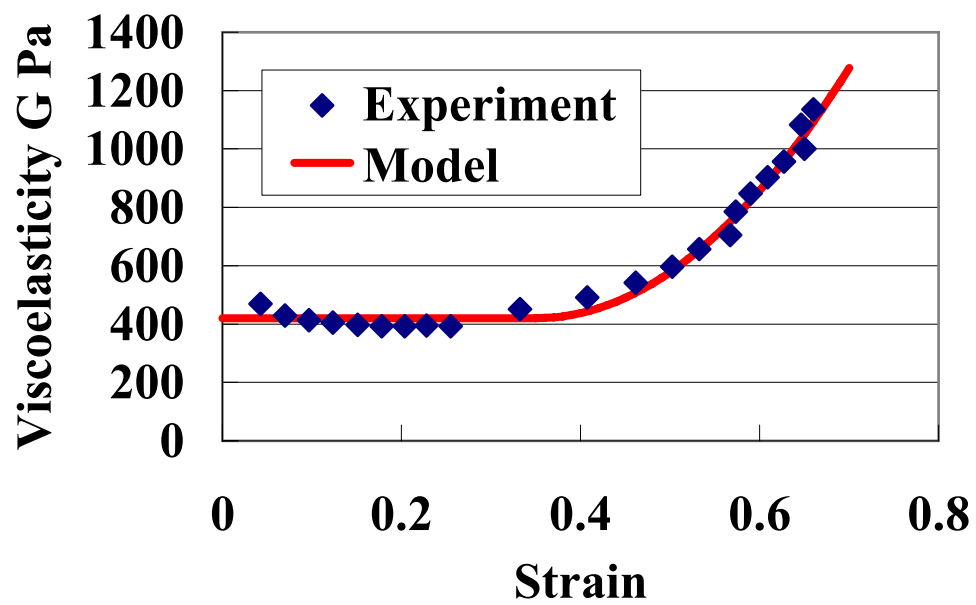


Fig.4.8 Stiffness-strain diagram

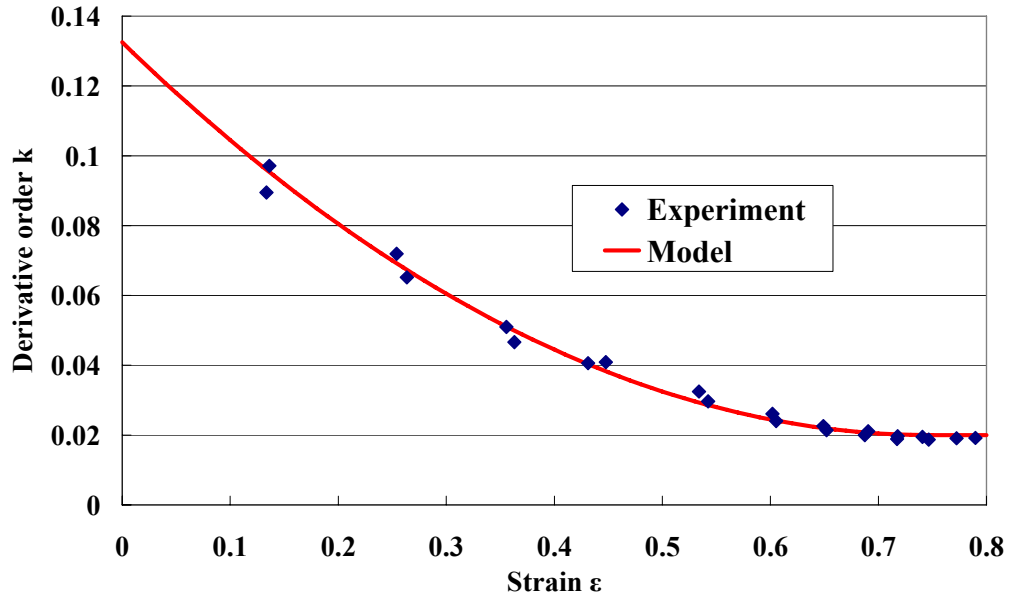


Fig.4.9 derivative order-strain diagram

#### 4.5.3 考察

まず, Fig.4.7 の応力-ひずみ特性の実験結果を見ると, 100[Pa]程度までの小さい応力に対してはほぼ線形な性質を示している. しかし, 100[Pa]を超える大きな応力に対しては非線形な性質を示している.

Fig.4.8 の応力-粘弾性率線図から約 35%より小さなひずみに対して粘弾性率はほぼ 400[Pa]で一定だが, ひずみが 35%を超えると粘弾性率は大きくなる非線形性が確かめられた. 弾性率の変化は 2 次関数的に増加しているため, 肝臓の弾性率の非線形性は式(4-31)を用いて示すことが可能である.

$$G(\varepsilon) = \begin{cases} G_0 & (\varepsilon < \varepsilon_0) \\ G_0(1 + a(\varepsilon - \varepsilon_0)^2) & (\varepsilon > \varepsilon_0) \end{cases} \quad (4-31)$$

式(4-31)にて,  $G_0$  はひずみが小さいときの弾性率,  $\varepsilon_0$  は傾向が変化するひずみ,  $a$  は弾性率の増加を決める係数をそれぞれ示している. 式(4-31)のモデルを実験結果と共に Fig.4.8 にて示す.

Fig.4.9 のひずみ-微分次数線図を見ると, ひずみが大きくなるにしたがって, 微分次数  $k$  の大きさは減少していくことが確認された. このことは, 肝臓が持つ性質は, ひずみが大きくなるに従って, 粘性的な性質から弾性的な性質に推移していくことを示している.

微分次数はあるひずみ $\varepsilon_k(=0.75)$ において, 特性が変化しているとし, 式(4-32)でモデル化した結果を Fig.4.9 に示す.



$$k = \begin{cases} k_0 + a_k (\varepsilon - \varepsilon_k)^2 \cdots (\varepsilon < \varepsilon_k) \\ k_0 \quad \cdots (\varepsilon > \varepsilon_k) \end{cases} \quad (4-32)$$

Fig.4.9 に示したように、式(4-32)によって、微分次数のひずみ変化をモデル化することが可能である。

このように、ひずみが増加した際の粘弾性率、微分次数の変化を定式化した。Fig.4.8, Fig.4.9 より、ひずみが小さい時は弾性係数  $G$  は小さく、微分次数  $k$  が大きい。ひずみが大きい時は弾性係数  $G$  は大きく、微分次数  $k$  は小さい。この結果から、肝臓の組織はひずみが小さい時には柔らかく粘性的な性質を示すのに対して、ひずみが大きい時には硬く弾性的な性質を示すことが明らかとなった。

#### 4.5.5 課題

ひずみによって非線形性が現れるとすると、ひずみが増加するクリープ試験の結果から非線形性を考えるのは厳密には妥当でない。その解明方法として、考えられるのは応力緩和試験である。応力緩和試験とは一定のひずみ入力を与えた際の応力の減少を測定する実験である。この実験において、試験中のひずみは一定であるため、ひずみの変化による非線形性を厳密に測定することができる。

今回のクリープ試験で定常状態に着目し、分数次微分項の非線形性を測定したが、その他の項の非線形性に関しては検討していない。高次の項の非線形性を検討することが今後の課題であるといえる。

### 4.6 組み合わせ応力に対する粘弾性及び非線形性

4.3-4.5 節では、組織にせん断応力を作用させ、その時のせん断ひずみを測定することによって、せん断弾性係数を算出した。これらの実験の際には、組織は1軸のせん断応力のみが作用し、1軸のせん断ひずみが組織に現れている状態であると仮定できる。変形解析を行う際には、各方向から応力が作用している組み合わせ応力状態に関して扱う必要がある。以下に、組み合わせ応力状態における応力-ひずみ関係に関して示す。説明の際には、簡単のため平面応力状態に関して定式化するが、同様の考え方により、平面ひずみ状態、3次元のひずみ状態も定式化することが可能である。

臓器は異方性を示すことが一般的に知られており、特に筋肉は方向性の繊維状の組織であり異方性が大きい。本研究が対象としている肝臓もミクロな視点で見れば繊維状の組織であるが、組織に定まった方向性はなく、マクロな視点

で見れば大きな異方性はないと考えられる．本論文では，肝臓は等方性の材料であり，弾性率の非線形性はその組織にかかる相当ひずみ $\varepsilon_r$ の大きさによって変化するとし定式化を行った．式(4-37) - (4-38) に平面応力状態の応力-ひずみ関係を示す

$$\frac{E(\varepsilon_r)}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \frac{d^k \varepsilon_x}{dt^k} \\ \frac{d^k \varepsilon_y}{dt^k} \\ \frac{d^k \gamma_{xy}}{dt^k} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{Bmatrix} \quad (4-37)$$

$$E(\varepsilon_r) = \begin{cases} E_0 & (\varepsilon < \varepsilon_0) \\ (1 + a_\varepsilon (\varepsilon_r - \varepsilon_0)^2) E_0 & (\varepsilon > \varepsilon_0) \end{cases} \quad (4-38)$$

ただし，相当ひずみ $\varepsilon_r$ は

$$\varepsilon_r = \sqrt{\frac{2}{9} \{ (\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2 \}} \quad (4-39)$$

で示される．

ここで， $\varepsilon_1$ - $\varepsilon_3$ は主ひずみを表している．以下に，式(4-31)と式(4-37)-(4-38)のパラメータの関係性について示す．ヤング率と横弾性係数の関係から

$$E_0 = 2(1+\nu)G_0 \quad (4-40)$$

である．この式は 4.2-4.3 節で扱った 1 軸のせん断ひずみ状態では，

$$\varepsilon_r = \sqrt{\frac{1}{3}} \gamma_0 \quad (4-41)$$

であるため，式(4-31)と式(4-38)を見比べて，

$$a_\varepsilon = 3a_\gamma \quad (4-42)$$

という関係性となっている．

## 4.7 小括

本章では，3 章で仮説をたてた粘弾性及び非線形性に関して，粘弾性測定器を用いて肝臓の材料特性のモデリングを行った．動的粘弾性試験により，肝臓の粘弾性特性を，分数次微分項を含む 6 次の微分方程式を用いてモデリングし，クリープ試験の結果からたてたモデルを検証した．また，クリープ試験を繰り返すことによって，各応力に対する粘弾性率，微分次数をもとめ，肝臓の非線形性を応力の式で表した．これらの結果から，粘弾性・非線形性を考慮した肝臓の材料特性のモデルを示した．

## 4 材料特性モデルの構築

本章で構築した材料特性のモデルを用いて、5 章では、形状や境界条件を含んだ変形モデルを 3 章でたてた仮説を検討する。

## 第5章 肝臓の物理モデルの構築

- 5.1 概要
  - 5.2 臓器の物理モデルの定式化及び数値解法
  - 5.3 仮説の検証
  - 5.4 変形の再現性の検証
  - 5.5 小括
- 

### 5.1 概要

4章では、粘弾性・非線形特性を有する材料特性に関して示した。本章では、まず、4章で示した材料特性モデルから有限要素法を用いて臓器変形を定式化し、その数値解を得る手法をまとめる。次に、3章の実験と同様の形状・境界条件で解析した結果から、提案した肝臓の物理モデルの検証を行う。検証の結果、3章で得られた針の変位と針に作用する力の非線形性及び切断が生じる際の速度依存性が構築したモデルにより再現可能であることを確認する。さらに、穿刺の際に生じる臓器変形を超音波診断画像により測定し、肝臓が有する粘弾性および非線形性が変形に与える影響について調べる。実験で得られた実臓器の変形結果と比較することで、提案したモデルが実臓器の示す粘弾性的・非線形的な変形の特徴を再現可能であることを確認する。

### 5.2 肝臓の物理モデルの定式化及び数値解法

#### 5.2.1 概要

近年、手術トレーニングシステムやプランニングシステムの構築を目的として、臓器の構造解析的なモデルの構築が多く研究されている。例えば、S.P.DiMaioらはシリコンゴムをファントムとし、2次元線形有限要素モデルを用いて、穿刺プランニングを行っている<sup>[5-1]-[5-6]</sup>。Gokselらは、3次元線形有限要素モデルを用いて、前立腺に対する穿刺のシミュレータを開発している<sup>[5-7]</sup>。Dehghanらは、前立腺に対する穿刺を目的として、3次元の非線形有限要素モデルを用いたプランニングを提案している<sup>[5-8]</sup>。Alterovitzらの研究では前立腺の刺におけるターゲットの動きとそこに埋め込むシードの動きを、2次元有限要素法を用いて穿刺プランニングしている<sup>[5-9]-[5-13]</sup>。また、Glozmanらは、針に仮想的なばねが複数作用するモデルを用いて、たわんだ針の形状及び先端を制御する研究を行なっている<sup>[5-14]-[5-15]</sup>。滝本らは Sphere-filled model を用いて、臓器の変形解析を行って

## 5 肝臓の物理モデルの構築

いる<sup>[5-16]</sup>。また、Tillierらは、非線形有限要素法を用い、胆嚢の3次元変形解析を行っている<sup>[5-17]</sup>。陳らは、肝臓の物質特性を引っ張り試験から同定し、非線形有限要素解析を行っている<sup>[5-18]</sup>。徳安らは、仮想心臓モデルを構築して、訓練システムの開発を行っている<sup>[5-19]</sup>。

これらの研究では、金属やゴム等に使用されていた基礎特性をそのままを採用したモデルもしくはそれを拡張したモデルを用いている。モデル化の対象となる臓器は生体材料であり、粘弾性特性や応力とひずみの非線形性などを示す複雑な特性を示すことが知られており、これらの基礎特性についていまだ不明な点が多い。そのため、手術中に生じる臓器変形を精確に再現するモデルを構築することは困難であり、得られた臓器の変形や応力・ひずみ状態の信頼性の低さが大きな問題となっている。本章では、4章でまとめた肝臓の材料特性をもとに、肝臓の物理モデルを構築する。

肝臓の物理モデルの構築には、構造解析の分野で成功をおさめている有限要素法を用いる。有限要素法は目的とする物体を要素の集まりで離散化し、その要素の材料力学的な特性を決定し、全体の変形を定式化する方法である。そのため、境界を設定することや非均質性を定式化することが容易である。物理モデルの構築をする方法として、他にはMSS、粒子法や境界要素法等が挙げられる。

本研究で目的とする肝臓の物理モデルを構築するにあたり、MSSモデルは、構造物をバネ・マス・ダッシュポット系等のトラス構造で近似する方法であり、弾性率・ポアソン比等の材料特性をモデルに組み込むことができないことが問題となり、一般に有限要素法に比べると実際の挙動に対する精度が低い。また、粒子法に関しても同様である。境界要素法は、複雑な境界条件や非均一性を表現することに弱く、臓器の変形の定式化には適していないと考えられる。

5.2.2-5.2.3節にて、有限要素法による臓器変形の定式化について、5.2.4-5.2.5節にて、定式化した方程式の解を得るための数値解放について述べる。

### 5.2.2 定式化

式(5-1)で表される材料特性モデルより、仮想仕事の原理から、ある要素において、

$$\int \varepsilon^T \sigma dV = u f \quad (5-1)$$

## 5 肝臓の物理モデルの構築

である．ここで， $\varepsilon$ は要素のひずみベクトル， $\sigma$ は要素の応力ベクトル， $\mathbf{u}$ は要素のノードの変位， $\mathbf{f}$ はノードに作用する力を表している．式(5-1)より，

$$\int u_g B^T D(\varepsilon) B \frac{d^k u}{dt^k} dV = u f \quad (5-2)$$

となる．ここで， $\mathbf{B}$ は各要素のひずみと変位の関係を表す行列， $\mathbf{D}$ は応力とひずみの関係を表す行列であり，例えば，式(4-37)-(4-38)を用いて表される．

式(5-1)及び式(5-2)より，要素剛性方程式は式(5-3)で記述される．

$$\mathbf{k}(\varepsilon_r) \frac{d^k \mathbf{u}}{dt^k} = \mathbf{f} \quad (5-3)$$

ただし，

$$\mathbf{k}(\varepsilon_r) = \begin{cases} \mathbf{k}_0 & (\varepsilon_r < \varepsilon_0) \\ (1 + a_\varepsilon (\varepsilon_r - \varepsilon_0)^2) \mathbf{k}_0 & (\varepsilon_r > \varepsilon_0) \end{cases} \quad (5-4)$$

ここで， $\mathbf{k}_0$ は線形の際の要素剛性行列であり，

$$\mathbf{k}_0 = \int \mathbf{B}^T \mathbf{D}_0 \mathbf{B} dV \quad (5-5)$$

で表される．ここで， $\mathbf{D}_0$ は線形な特性を示す際の応力とひずみの関係を表している．

全体の剛性方程式は要素剛性行列を足し合わせることで得られる．節点変位ベクトルと節点力ベクトルの関係を式(5-6)で表した．

$$\mathbf{K}(\mathbf{U}) \mathbf{D}^{(k)} \{\mathbf{U}\} = \mathbf{F} \quad (5-6)$$

ここで， $\mathbf{U}$ は変位ベクトル， $\mathbf{K}(\mathbf{U})$ は非線形剛性行列， $\mathbf{D}^{(k)}$ は $k$ 次の分数次微分オペレータ， $\mathbf{F}$ は外力ベクトルである．式(5-6)中の $\mathbf{K}(\mathbf{U})$ は以下に示す方法で計算される．

$$\mathbf{K}(\mathbf{U}) = \sum_{all \ element} \mathbf{k}(\varepsilon_r) \quad (5-7)$$

と表される．

### 5.2.3 増分形による定式化

式(5-6)で示したように剛性方程式は非線形な方程式となる．非線形な方程式を扱う場合，解が無数に存在する場合もあり，有意な解を得るためには増分形を用いて解くことが重要である．式(5-6)の増分形を式(5-8)に示す．

$$\mathbf{K}_t(\mathbf{U}_n) \Delta \mathbf{U}_n = \Delta \mathbf{F}_n \quad (5-8)$$

## 5 肝臓の物理モデルの構築

ここで、 $\mathbf{K}_t$ は接線剛性マトリクスを表している． $\Delta \mathbf{U}_n$ は  $n$  ステップ時の変位の増分ベクトルであり式(5-9)で表される． $\Delta \mathbf{F}_n$ は  $n$  ステップ時の力の増分ベクトルであり式(5-10)で表される．

$$\Delta \mathbf{U}_n = \mathbf{U}_{n+1} - \mathbf{U}_n \quad (5-9)$$

$$\Delta \mathbf{F}_n = \mathbf{F}_{n+1} - \mathbf{F}_n \quad (5-10)$$

以下に、接線剛性マトリクス  $\mathbf{K}_t$  の導出方法について示す．一般に要素接線剛性マトリクス  $\mathbf{K}_t$  は式(5-11)で計算される<sup>[5-20]</sup>．

$$\mathbf{k}_t(\mathbf{U}) = \int \mathbf{B}^t \frac{d\boldsymbol{\sigma}}{d\boldsymbol{\varepsilon}} \mathbf{B} dV \quad (5-11)$$

式(5-11)における非線形性のみ考慮し、

$$\frac{d\varepsilon_r}{d\boldsymbol{\varepsilon}} \boldsymbol{\varepsilon} = \varepsilon_r \quad (5-12)$$

であることに注意すると、式(5-4)で示される非線形材料特性を持つ要素の要素接線剛性マトリクスは式(5-13)で表される．

$$\mathbf{k}_t(\varepsilon_r) = \begin{cases} \mathbf{k}_0 & (\varepsilon_r < \varepsilon_0) \\ \left[ 1 + a_\varepsilon (\varepsilon_r - \varepsilon_0)^2 + 2a_\varepsilon (\varepsilon_r - \varepsilon_0) \varepsilon_r \right] \mathbf{k}_0 & (\varepsilon_r > \varepsilon_0) \end{cases} \quad (5-13)$$

要素接線剛性マトリクスから式(5-14)を用いて、接線剛性マトリクスが計算される．

$$\mathbf{K}(\mathbf{U}) = \sum_{all \ element} \mathbf{k}(\varepsilon_r) \quad (5-14)$$

### 5.2.4 粘弾性方程式の解法

本節では、5.3.2 項にて定式化した式(5-6)の数値解放について示す．式(5-6)は非線形かつ時変な方程式であり、それらを考慮した解法が必要である．以下に、式(5-6)の解を算出する手法について述べる．

**(a) 時不変系への変換：**式(5-6)の方程式は以下の条件を満たす場合、式(5-15)のように仮想的に時不変な系として表すことが可能である．

〈条件 1〉：オペレータ  $\mathbf{D}$  が全ての要素に関して同様に作用している．

〈条件 2〉：応力が外力によってのみ決定される．

$$\mathbf{K}(\mathbf{U})\mathbf{U} = \mathbf{F}' \quad (\mathbf{F}' = D^{(-k)}\{\mathbf{F}\}) \quad (5-15)$$

ここで、 $\mathbf{F}'$ は時不変な系として表す場合の仮想的な外力ベクトルである．式(5-15)に示す  $\mathbf{F}'$ を用いることによって、時不変の有限要素法と同様に解くことが可能である．

本仮定を用いるためには、微分次数  $k$  の値はすべての要素に関して一定である必要がある．4.5 節にて示したが、微分次数  $k$  の値はひずみの大きさに

## 5 肝臓の物理モデルの構築

よって変化するため、各要素の状態によって異なる。しかしながら、微分次数  $k$  の値が変化するモデルの数値解を得るためには、反復計算を繰り返す必要が生じるため、多大な計算コストがかかる。本論文では、微分次数  $k$  の値は一定であると仮定し、上記の方法で粘弾性方程式の解を算出する。

**(b)分数次積分の数値解法：**4.2 節で既述した通り、本研究で提案する肝臓の材料特性モデルは粘弾性特性を次数が非整数の微分方程式（分数次微分方程式）で表している。そのため、 $F$ を計算するためにはそれらの数値解法が必要となる。分数次微積分の数値解法として、様々な方法が提案されている。本研究では、Ma らが提案した “sampling scaling properties” を用いて、分数次微分の数値計算を実現した<sup>[5-21]</sup>。以下に、“sampling scaling properties” を用いた数値解法について述べる。Riemann-Liouville の定義より、分数次積分は式(5-16)– (5-17)で定義される。

$$D^{(-\alpha)}f(t)=\int_0^t f(\tau)dg_t(\tau) \quad (5-16)$$

$$g_t(\tau)=\frac{[t^\alpha-(t-\tau)^\alpha]}{\Gamma(1+\alpha)} \quad (5-17)$$

ここで、 $\alpha$ は分数次積分の次数、 $t$ は時間、 $f$ は分数次積分される関数、 $\Gamma$ はガンマ関数を表している。

この定義より、“sampling scaling properties”を用いると離散化された分数次微分は、式(5-18)– (5-19)で計算することが可能である。

$$D^{(-\alpha)}f(t)=\sum_{k=1}^n \frac{f(kT)+f[(k-1)T]}{2}\Delta g_m(kT) \quad (5-18)$$

$$\begin{aligned} \Delta g_{nT}(kT) &= g_{nT}(kT) - g_{nT}\{(k-1)T\} \\ &= \frac{(n-k+1)^\alpha}{\Gamma(1+\alpha)}T^\alpha - \frac{(n-k)^\alpha}{\Gamma(1+\alpha)}T^\alpha \end{aligned} \quad (5-19)$$

ここで、 $k$ はステップ数、 $T$ はサンプリング周期を表している。

式(5-15)で示した $F$ の各成分を式(5-18)– (5-19)で示した計算法で解くことによって、式(5-15)を解くことが可能である。

### 5.2.5 非線形方程式の解法

本項では、非線形方程式(5-18)の解法について示す。非線形方程式の解法は大きく分類すると反復解法と増分法に分類される<sup>[5-20]</sup>。

代入法やニュートン・ラプソン法等の反復解法では、得られた解が安定するまで反復計算を行うことで、精度が保証された解を得ることが可能である。しかしながら、反復計算の過程において大きな計算コストを必要とする。



また、オイラー法(Euler 法)や補正オイラー法(Corrected - Euler 法)等に代表される増分法では、反復計算を必要としないため、計算コストが反復解法に比べて小さい。しかしながら、各ステップにおいて、外力ベクトル  $F$  の増分が適当に小さいことが求められ、生じる誤差が蓄積することが問題となる。

本研究では連続的に変形計算を行っていくため、適切なサンプリング周期で計算すれば、外力ベクトル  $F$  の増分は十分に小さい。また、計算コストが小さいことも求められるため、増分法によって計算する手法が適していると考えられる。提案した非線形方程式では、方程式の解が無数に存在するため、有意な解を導き出すために増分法を用いて解くことが有効な方法である<sup>[5-19]</sup>。しかしながら、既述したように増分法のみを用いた解法では、誤差が蓄積するため、大きい変形が生じた際の誤差が大きい。

以上のことを考慮して、本論文では、増分法をベースとして計算を行い、増分法における計算のあるステップ数毎に反復解法を行う手法を用いる。このよう手法を用いることにより、計算コストの増大及び誤差の蓄積を防ぐことができる。

計算コストが非常に大きい逆行列計算の回数をなるべく少なくするため、増分法としてオイラー法 (Euler 法)、反復解法として修正ニュートン・ラプソン法 (Modified Newton - Raphson Method ) を用いた。以下に、詳細について示す。

4 章にて示した通り、肝臓の硬さはひずみに対して、下に凸な曲線で変化する。そのため、剛性行列も変位ベクトルに対して、下に凸な特性を示す。このことを考慮して、オイラー法及び修正ニュートン・ラプソン法を以下に示すプロセスによって用いた。以下の説明では、 $U_n$  の値は既出であり、外力ベクトル  $F_k$  から、 $U_k$  の値を算出する過程を示す。計算方法の模式図を Fig.5.1 に示す。ただし、Fig.5.1 では  $N$  ステップ毎に反復解法を繰り返す際の模式図である。Fig.5.1 において、 $U_{k,N}$  は増分法を用いて算出した変位ベクトルの値、 $U^*_{k,N}$  はその値を反復解法を用いて修正した値を表している。

**(a) オイラー法:** オイラー法では、各ステップの変位の増分ベクトルを

$$\Delta U_n = K_t(U_n)^{-1} \Delta F_n \quad (5-20)$$

と、1 回前の計算で算出した変位ベクトルの値を用いて算出した接線剛性マトリクスから算出する。Fig.5.1 の青い線及び青い文字で表されている部分がオイラー法によって算出している部分である。

(b) **修正ニュートン・ラプソン法**: オイラー法を用いて  $N$  ステップ分計算した際に、修正ニュートン・ラプソン法によって、計算結果の補正を行う。以下に、補正方法について示す。

代入法、ニュートン・ラプソン法、修正ニュートン・ラプソン法等の反復解法は、一般に、式 (5-21)-(5-22) を繰り返し計算することで、収束した際の値を方程式の数値解とする。

$$\mathbf{R}^i = \Delta \mathbf{F} - \mathbf{K}_c \Delta \mathbf{U}^{i-1} \quad (5-21)$$

$$\Delta \mathbf{U}^i = \Delta \mathbf{U}^{i-1} + \mathbf{K}_c^{-1} \mathbf{R}^i \quad (5-22)$$

ここで、 $\mathbf{R}$  は残差ベクトルである。また、 $\mathbf{K}_c$  は収束速度を決定する剛性行列であり、剛性行列  $\mathbf{K}_c$  の決定仕方により、代入法、ニュートン・ラプソン法、修正ニュートン・ラプソン法等に分類される。

式(5-23)に示す様なノルムを用い、 $\|\mathbf{n}^i\|$  が十分に小さくなったら、解が収束したとし繰り返し計算を終了する。

$$\|\mathbf{n}^i\| = \frac{\sqrt{\langle \mathbf{U}^i - \mathbf{U}^{i-1} | \mathbf{U}^i - \mathbf{U}^{i-1} \rangle}}{\sqrt{\langle \mathbf{U}^i | \mathbf{U}^i \rangle}} \quad (5-23)$$

修正ニュートン・ラプソン法は、剛性行列  $\mathbf{K}_c$  に計算開始時の位置における接線剛性方程式を用いて、反復計算する手法である。提案した式(5-6)の剛性方程式では、オイラー法で算出した変位ベクトルを計算開始地点として、

$$\mathbf{K}_c = \mathbf{K}_t(\mathbf{U}_{k,N}) \quad (5-24)$$

と設定し、反復計算を行ことで解  $\mathbf{U}'_{k,N}$  を算出することが可能である。

本論文で提案した剛性方程式は Fig.5.1 に示すように、下に凸で単純増加の特性を持つため、繰り返し計算が求める数値解に収束するためには、「条件 1 : 剛性行列  $\mathbf{K}_c$  は求める数値解の位置における接線剛性行列より大きい」という条件を満たす必要がある。また、剛性行列  $\mathbf{K}_c$  は小さいほど収束が早いため、「条件 2 : 剛性行列  $\mathbf{K}_c$  は上記の条件を満たした上でできるだけ小さい」ことが好ましい。解  $\mathbf{U}_n$  が算出された段階では、これらの条件を満たす適切な剛性行列  $\mathbf{K}_c$  を設定することは困難である。反復解法の前に増分法を用いることにより、条件 1 を満たすことを保障した上で、適切な大きさの剛性行列  $\mathbf{K}_c$  を得ることが可能である。このように考えると、増分法を用いた解の算出が本論文で提案する剛性方程式の算出には必須だと考えられる。

- (c) 剛性行列の算出方法：(b)示した解法では、剛性行列  $\mathbf{K}(\mathbf{U})$  の値を算出することが必要であるが、剛性行列  $\mathbf{K}(\mathbf{U})$  は変位ベクトルに応じて変化するため、ステップごとに再計算する必要がある。式(5-25)を用いて剛性行列  $\mathbf{K}(\mathbf{U})$  を毎ステップ算出することは計算コストを考慮すると優位な方法ではない。

非線形成分による増分を考慮すると、式(5-6)より要素剛性行列は式(5-25)-(5-26)で表される。

$$\mathbf{k}(\varepsilon_r) = \mathbf{k}_0 + \Delta\mathbf{k}(\varepsilon_r) \quad (5-25)$$

$$\Delta\mathbf{k}(\varepsilon_r) = \begin{cases} 0 & (\varepsilon_r < \varepsilon_0) \\ a_\varepsilon (\varepsilon_r - \varepsilon_0)^2 \mathbf{k}_0 & (\varepsilon_r > \varepsilon_0) \end{cases} \quad (5-26)$$

$\mathbf{k}_0$  は計算過程において一定の行列であるため、再計算の必要がないことを考慮すると、剛性行列  $\mathbf{K}(\mathbf{U})$  は

$$\mathbf{K}(\mathbf{U}) = \mathbf{K}_0 + \sum_{all \ element} \mathbf{V} \Delta\mathbf{k} \mathbf{V}^T \quad (5-27)$$

と記述することができる。ただし、

$$\mathbf{K}_0 = \sum_{all \ element} \mathbf{k}_0 \quad (5-28)$$

$$[\mathbf{V}]_{kl} = \begin{cases} 1, & \text{if } k = L_l \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (5-29)$$

である。ただし、 $\mathbf{K}_0$  は剛性行列の線形成分であり、 $\mathbf{k}_0$  と同様に計算過程において再計算の必要がない。式(5-26)で計算した  $\Delta\mathbf{k}$  の成分がある場合、式(5-27)を用いて  $\mathbf{K}_0$  に各要素の  $\Delta\mathbf{k}$  を足し合わせる手法を用いることによって、小さな計算コストで剛性行列  $\mathbf{K}(\mathbf{U})$  を計算することが可能となる。

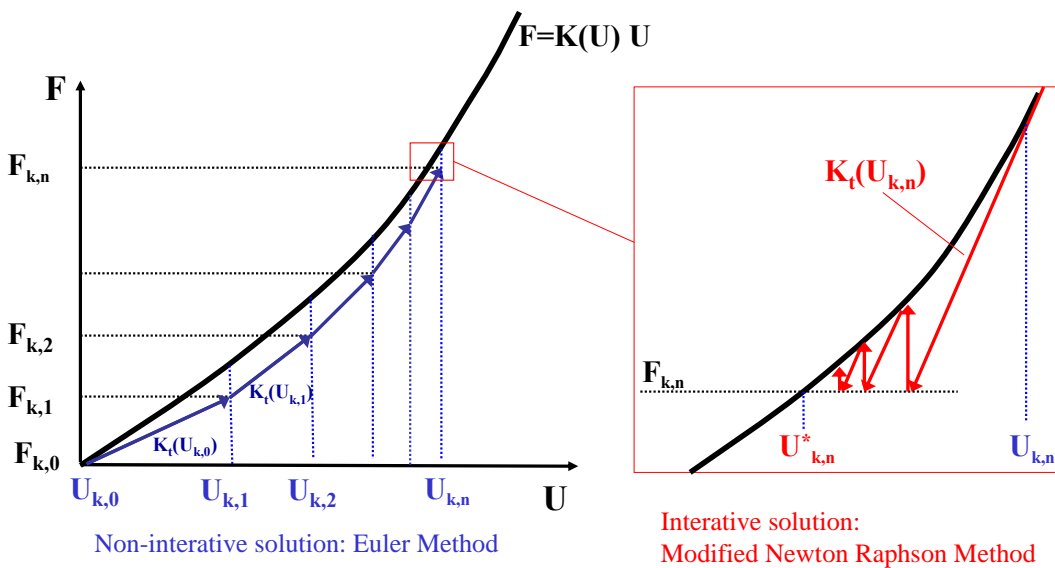


Fig.5.1 The solution of nonlinear FEM equation

- (d) 接線剛性行列の逆行列算出方法: (a)-(b)に示した解法では剛性行列  $\mathbf{K}(\mathbf{U})$  と同様に, 接線剛性方程式の逆行列  $\mathbf{K}_c(\mathbf{U})^{-1}$  もステップごとに再計算する必要がある. しかしながら, 逆行列の計算は大きな計算コストを要するため, 直接剛性行列  $\mathbf{K}_c(\mathbf{U})$  を算出し, その逆行列を計算することは避ける必要がある. そこで, SWM 公式 (Shearman- Morrison- Wood- bury formula) を用いて逆行列を算出する方法を用いた<sup>[5-20]</sup>. 以下に詳細について示す.

非線形成分による増分を考慮すると, 式(5-4)より要素接線剛性行列は式(5-30)–(5-31)で表される.

$$\mathbf{k}_c(\varepsilon_r) = \mathbf{k}_0 + \Delta \mathbf{k}_c(\varepsilon_r) \quad (5-30)$$

$$\Delta \mathbf{k}_c(\varepsilon_r) = \begin{cases} 0 & (\varepsilon_r < \varepsilon_0) \\ [a_c(\varepsilon_r - \varepsilon_0)^2 + 2a_c(\varepsilon_r - \varepsilon_0)\varepsilon_r] \mathbf{k}_0 & (\varepsilon_r > \varepsilon_0) \end{cases} \quad (5-31)$$

接線剛性行列の増分は

$$\Delta \mathbf{K}_c = \sum_{\text{all element}} \Delta \mathbf{k}_c \quad (5-32)$$

で表され, 縮約を考慮すると  $\Delta \mathbf{K}_c$  の行数は非線形な性質を示す ( $\varepsilon_r > \varepsilon_0$ ) である要素に属しているノードの数によって決まる.

SWM 公式を用いることにより, 接線剛性行列  $\mathbf{K}_c(\mathbf{U})$  の逆行列は式(5-33)を用いて算出できる.

$$\begin{aligned} \mathbf{K}_c^{-1} &= (\mathbf{K}_0 + \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_c \mathbf{V}^T)^{-1} \\ &= \mathbf{K}_0^{-1} - \mathbf{K}_0^{-1} \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_c (\mathbf{I} + \mathbf{V}^T \mathbf{K}_0^{-1} \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_c)^{-1} \mathbf{V}^T \mathbf{K}_0^{-1} \end{aligned} \quad (5-33)$$

式(5-33)では,  $\mathbf{K}_0^{-1}$  は  $\mathbf{K}_0$  と同様に再計算する必要がないため, 毎ステップ逆行列の計算を必要とするのは,  $(\mathbf{I} + \mathbf{V}^T \mathbf{K}_0 \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_c)^{-1}$  の部分のみである.  $(\mathbf{I} + \mathbf{V}^T \mathbf{K}_0 \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_c)$  の行数は  $\Delta \mathbf{K}_c$  の行数と同じであり, 非線形要素に属しているノードの数によって決まる. 従って, SWM 公式を用いることにより, 逆行列の計算を必要とする行列の行数が小さくなり, 計算時間の短縮を図れる. ただし, 非線形要素が多くなると, 逆行列の計算を必要とする行列の行数が大きくなり, 計算コストが増加することには注意が必要である.

$(\mathbf{I} + \mathbf{V}^T \mathbf{K}_0 \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_c)^{-1}$  の部分の計算を行い, 式(5-33)を用いることで,  $\mathbf{K}_c(\mathbf{U})$  の逆行列を算出することができる. 本論文では, 逆行列の計算には LU 分解を用いた.

- (e) 解法手順: 以下に解法の手順をまとめる. 手順では,  $\mathbf{U}_n$  の値は既出であり,  $\mathbf{U}_{n+1}$  の値を算出する過程を示している.

## 5 肝臓の物理モデルの構築

1. 外力ベクトル $F$ の各成分から、 $F'$ を算出する.
2. 接線剛性行列の逆行列 $K_c^{-1}(U_n)$ を算出する.
3. 外力の増分ベクトルの $\Delta F'_n$ を算出する.
4.  $K_c^{-1}(U_n)$ 及び $\Delta F'_n$ を用いて、 $\Delta U_n$ を算出する.
5.  $\Delta U_n$ から $U_{n+1}$ を算出する.  
(ここから先は、反復解法を行う時のみ実行)
6.  $K(U_{n+1})$ 及び  $K_c^{-1}(U_{n+1})$ を計算する.
7.  $K(U_{n+1})$   $U_{n+1}$ の値を算出する.
8. 残差ベクトル $R^i$ を算出し、 $U^i$ を求める.
9. 収束判定を行い、収束した場合は計算終了、収束していない場合は、6から繰り返す.

### 5.3 仮説の検証

#### 5.3.1 概要

3章の実験と同様の形状・境界条件で解析した結果から、提案した肝臓の物理モデルの検証を行う．検証の結果より、3章で得られた針の変位と針に作用する力の非線形性及び切断が生じる際の速度依存性が構築したモデルにより再現可能であることを確認する．

#### 5.3.2 針の変位と針に作用する力の関係

**(a)方法:**3章に示した測定実験にて用いた肝臓と同様の形状を持つモデルを構築した．モデルのメッシュ形状を Fig.5.2 にて示す．要素として、3節点3角形要素を用いた．モデルの厚さも測定実験と同様に 20 [mm]とした．

上記のように設定した肝臓モデルに対して、針から受ける作用として、 $(X,Y)=(0,0)$  [mm]の位置にあるノードに 4[mm/s]の速度で強制変位を与えた．その際に、針に作用する力を測定した．モデルの各パラメータは Fig.3.7 の肝臓の挙動に合うようにマニュアルで設定した．

**(b)結果 :** Fig.5.3 に、モデルのシミュレーションから得られた針の変位と針に作用する力の関係を示す．また、Fig.3.7 で示した実肝臓の取得したデータも比較のために Fig.5.3 に示す．Fig.5.3 のシミュレーション結果では、針の変位と力の関係に非線形性が見られる．

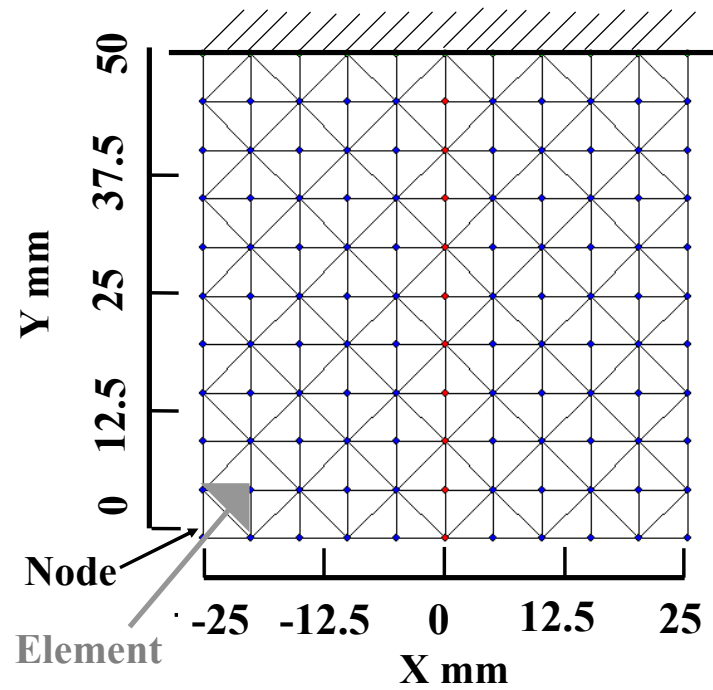


Fig.5.2 Model shape for evaluation

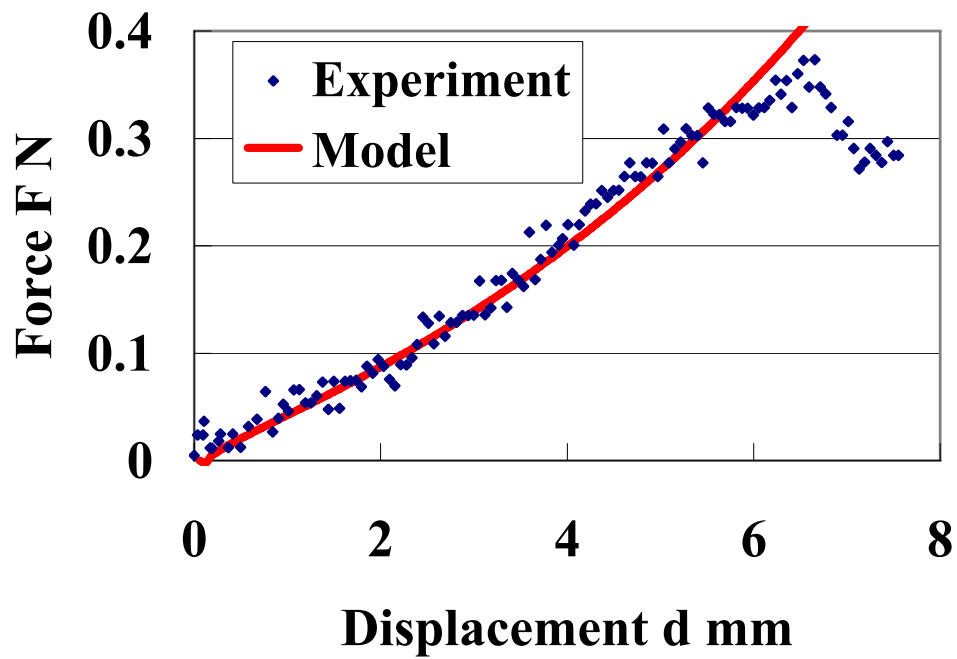


Fig.5.3 Comparison of experiment and simulation (needle force)

(c)考察：Fig.5.3 を見ると，実験で得られた針の変位と力の関係を，構築したモデルが再現していることが確認できる．この結果より，弾性率等に関連するパラメータを適切に設定すれば提案したモデルによって，実験で得られた針の変位と力の関係をモデルによって再現することが可能であることが示唆された．

### 5.3.3 切断が生じる針の変位の速度依存性

(a)方法：同様に 5.3.2 項で用いた肝臓の物理モデルを用いる．上記のように設定した肝臓の物理モデルに対して，針から受ける作用として， $(X,Y)=(0,0)$  [mm] の位置にあるノードに強制変位を与えた．その際に，強制の速度として， $0.5[\text{mm}]-8.0[\text{mm}]$ に変化させ，それぞれ，針に作用する力が 3 章の実験で得られた切断が生じる力の平均値( $0.35[\text{N}]$ )になった際の針の変位を測定した．

(b)結果：Fig.5.4 に，モデルの変形シミュレーションから得られた切断が生じる（針に作用する力が  $0.35[\text{N}]$  となった）際の針の変位を示す．また，Fig.3.8 で示した実肝臓の取得したデータも比較のために Fig.5.4 に示す．Fig.5.4 のシミュレーション結果では，強制変位の速度が大きくなると切断が生じる変位が小さくなっていることが確認される．

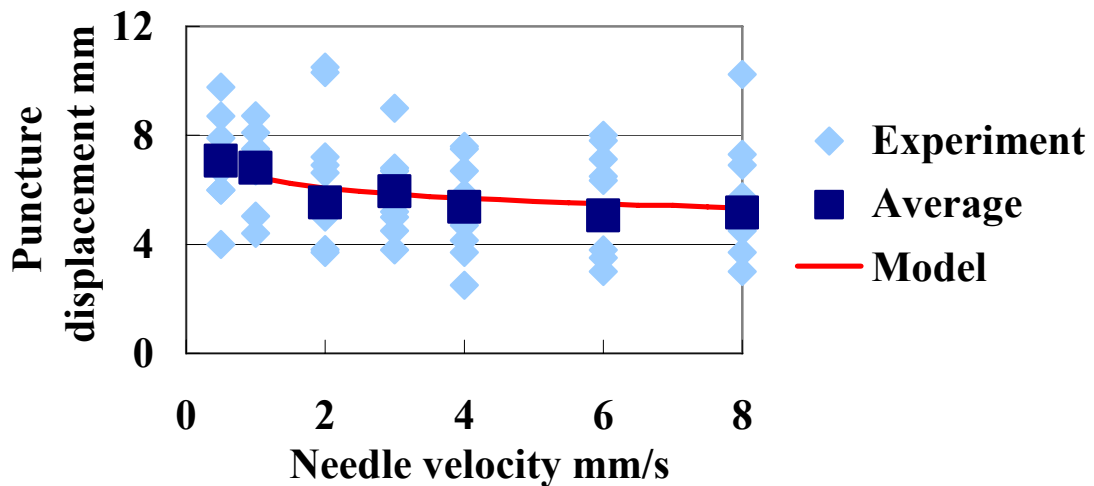


Fig.5.4 Comparison of experiment and simulation (puncture displacement)

- (c) 考察 : Fig.5.4 を見ると, 実験で得られた切断変位の速度依存性を, 構築したモデルが再現していることが確認できる. この結果より, 弾性率等に関連するパラメータを適切に設定すれば提案したモデルによって, 実験で得られた切断変位の速度依存性をモデルによって再現することが可能であることが示唆された.

### 5.4 変形の再現性の検証

#### 5.4.1 概要

5.3節では, 粘弾性特性及び非線形特性を有する材料特性を持つモデルを構築することで, 3章で得られた針の変位と針に作用する力の非線形性及び切断が生じる際の速度依存性を, 再現可能であることが示唆された. 本節では, 穿刺の際に生じる臓器変形を超音波診断画像により測定し, 肝臓が有する粘弾性および非線形性が変形に与える影響について調べる. 実験で得られた実臓器の変形結果と比較することで, 提案したモデルが実臓器の示す粘弾性的・非線形的な変形の特徴を再現可能であることを確認する.

#### 5.4.2 変形の計測方法

モデルの精度検証及び臓器の変形計測のために, 先行研究において様々な方法が行われている. 例えば, DiMaio らはシリコンで作成したファントムの上部にマーカを貼り付け, その点をパターンマッチングで測定することにより変形を計測した<sup>[5-5]</sup>. Muramatsu らは, アガーの内部にマーカを複数埋め込み, マーカの位置を画像処理に測定することによって臓器内部の変形を計測した<sup>[5-22]</sup>. Zhang らは, MRI を用いて変形前・変形後の臓器を撮像し, それぞれの特徴点を比較することで変形を定量化した<sup>[5-23]</sup>.

本論文では, 2次元のモデルを対象としていること, また, 粘弾性的な特性を測定するため時变的なデータを取得することを考慮して, 超音波診断装置を用いて変形を測定した. 超音波診断装置から得られた画像から変形を測定し, その結果とモデルを比較することで精度検証を行った.

#### 5.4.3 肝臓の変形測定

- (a)方法 : 測定実験の概要図を Fig.5.5 に示す. 測定実験では, 長方形 (60 x 60, 厚さ 20 mm) に切断した肝臓を測定台の上に乗せ, 肝臓の後面が固定端となるように固定した. 肝臓を固定する際には, 固定壁に両面テープを用いてやすりを留め, 肝臓とやすりを瞬間接着剤で付着させた. 超音波プローブと肝



## 5 肝臓の物理モデルの構築

臓の接触点が境界条件とならないように、固定壁の一部に超音波診断装置のプローブと同様の形の穴を開け、その穴にプローブの先端を固定し後部にのさせた。

肝臓を押し込む力の設定として、0[N]から 0.45[N]まで 0.025[N/s]の割合で 18 秒間力を上昇させ(ランプ入力)、その後 30 秒間、肝臓にかかる力を 0.45[N]で一定とする(クリープ入力)。その際に、針にかかる力並びに超音波診断装置にて得られる画像を取得した。ランプ入力は非線形的な応答を、クリープ入力は粘弾性的な応答を検証するため、それぞれ設定した。

取得した超音波画像に対して画像処理を行い、肝臓の変形を測定した。Fig5.5 にて、白く枠で囲われている点が測定点を表している。設定した点における変位をパターンマッチングにて測定する。

**(b)結果：** Fig.5.6 に力の設定データ及び実際に肝臓に作用した力の実験結果を示している。Fig.5.6 を見ると、遅れ及びノイズの影響があるが、ほぼ設定値に力が制御されていることが確認される。Fig.5.7 に針及び目標組織の変位(Y 方向)の時間変化を示す。なお、X 方向の変位はほぼ 0 であった。Fig.5.6 に示した実験結果を見ると、力が小さい間 (0[s] - 5[s]) はほぼ線型な増加を示している。一方、力が大きくなるにつれて(5[s] - 18[s])、針の変位の増加率が小さくなっている。

**(c) 考察：**

**(c1) 針の変位：** Fig.5.7 に示した実験結果は、4 章で述べた肝臓の持つ非線形的な材料特性が影響していると考えられる。4 章で述べたように、肝臓はひずみが大きくなると弾性率が大きくなる特性を持つ。肝臓にかかる力が大きくなるに伴い、肝臓の各部のひずみ及び弾性率が大きくなるため、線型だと仮定した場合に比べると、肝臓に生じる変形が小さくなる結果が得られたと考えられる。

Fig.5.7 に示した実験結果を見ると、肝臓にかかる力を一定にした後 (18[s] - 50[s]) も針の変位が増加している。4 章で述べたように、肝臓は粘弾性特性を持つため、一定の応力下でもひずみに変化が生じる。そのため、針から一定の力を受けた状態においても、各部のひずみに変化が生じ、肝臓が変形する。その結果、針の変位が増加していると考えられる。

**(c2) 目標組織の変位：** Fig.5.7 に示した目標位置の変位の実験結果を見ると、  
(a) 針の変位と同様の傾向が見られる。力が小さい間( 5[s] - 15[s] )では、

## 5 肝臓の物理モデルの構築

ほぼ線型に変位が増加し、力が大きくなると(15[s] - 18[s])の変位の増加率が減少する。また、肝臓にかかる力を一定にした後(18[s] - 50[s])も目標位置の変位は増加している。

一方、力をかけた初期段階(0[s] - 5[s])においては、目標位置の変位の増加が小さく、ある地点から上昇する、加速度的な傾向を示している。例えば、粘性体に線型に増加する力を作用させると変位は2次関数で表されるように、このような傾向は一般に粘性体に見られる。このことから、肝臓内部にある組織は粘性的な傾向を持って変化していくことが実験結果から示された。

本節にて示した実験から、上記(c1),(c2)の考察したように、4章で示した肝臓の持つ粘弾性的な性質及び非線形的な性質が、穿刺の際に生じる肝臓の変形に影響を与えていると考察される。これらの結果より、肝臓の変形を精確に予測・推定するためには、粘弾性的な性質及び非線形的な性質を持つモデルを構築する必要があることが示唆された。

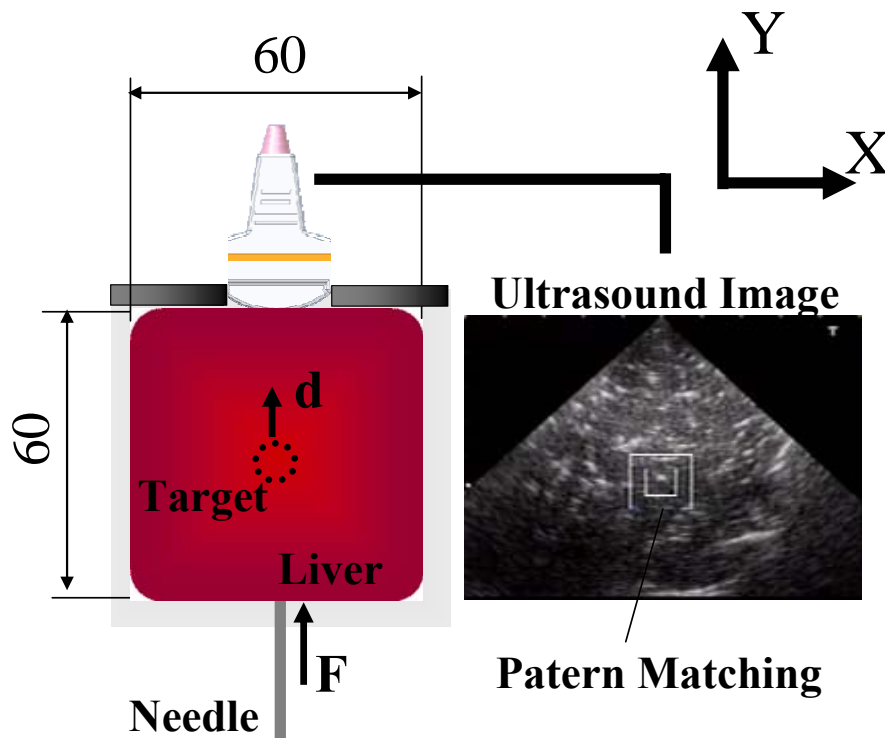


Fig.5.5 Concept of experimental setup

## 5 肝臓の物理モデルの構築

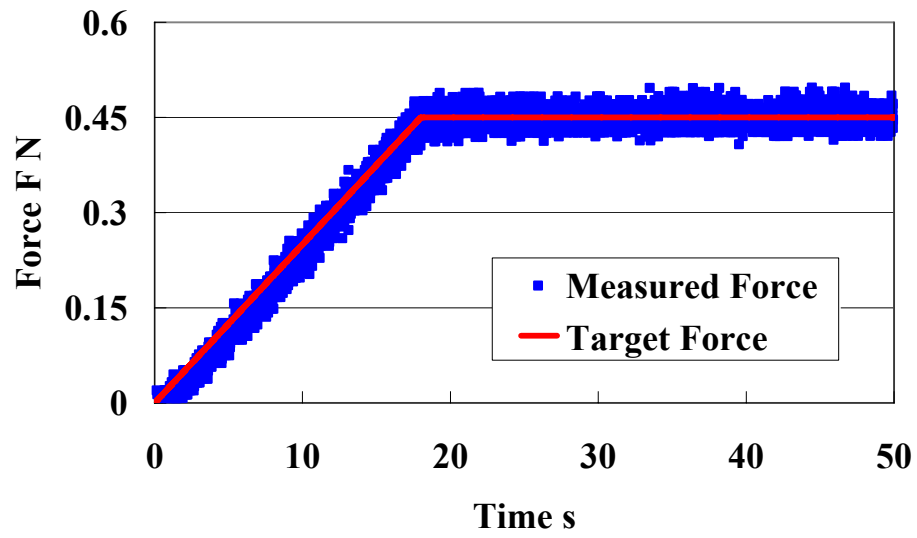


Fig.5.6 Force loaded on liver

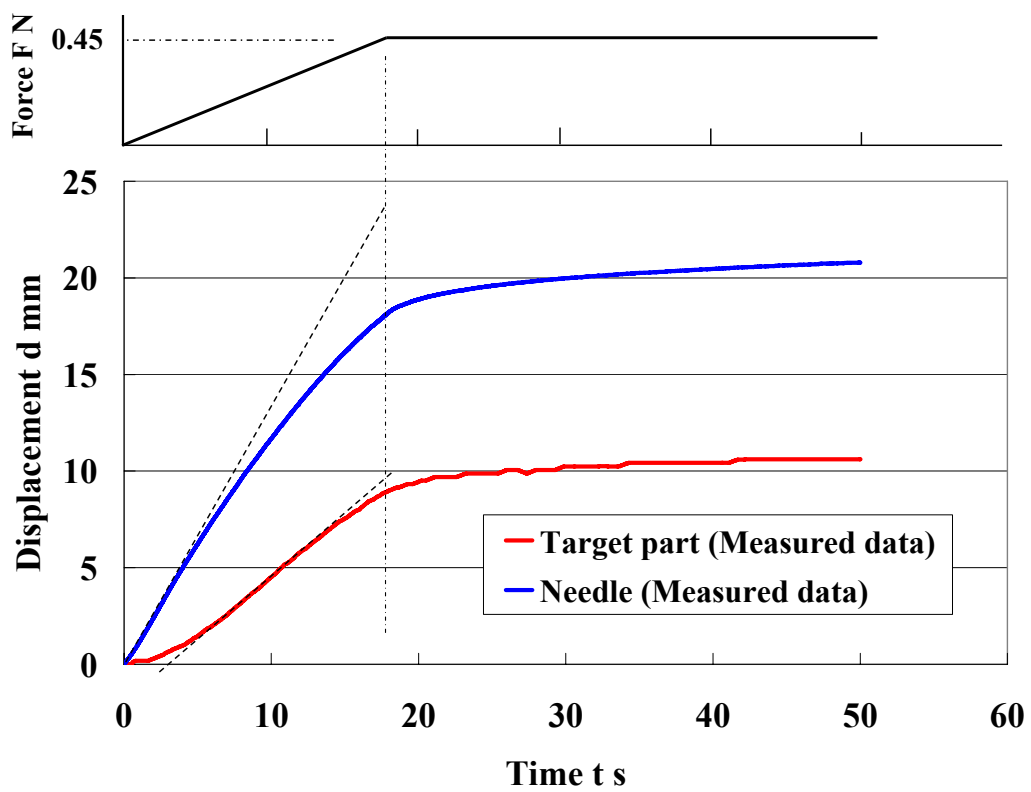


Fig.5.7 Experimental result of organ deformation

## 5.4.4 肝臓の物理モデルによる変形計算

(a)方法：測定実験にて用いた肝臓と同様の形状を持つモデルを構築した．モデルのメッシュ形状を Fig.5.8 にて示す．要素として，3 節点 3 角形要素を用いた．モデルの厚さも測定実験と同様に 20 [mm]とした．上記のように設定した肝臓モデルに対して， $(X,Y)=(0,0)$  [mm]の位置にあるノードの外力を，0[N]から 0.45[N]まで 0.025[N/s]の割合で 18 秒間力を上昇させ，その後 30 秒間，肝臓にかかる力を 0.45[N]で一定とした．その際に，Fig.5.8 にて示す赤い丸で囲ったノードの変位を測定した．モデルの各パラメータは肝臓の挙動に合うようにマニュアルで設定した．

(b)結果：Fig.5.9 に，モデルの変形シミュレーションから得られた針及び目標組織の変位(Y 方向)の時間変化を示す．Fig.5.9 に示した実験結果を見ると，針及び目標組織の変位，共に，力が小さい間(0[s] - 5[s])は線型な増加，及び，力が大きくなった際の(5[s] - 18[s])針の変位の増加率の減少している様子が見てとれる．また，肝臓にかかる力を一定にした後(18[s] - 50[s])も変位が大きくなり続けている．Fig.5.7 で示した実肝臓の変形測定データも比較のために Fig.5.9 に示す．

また，Fig.5.10 に，モデルの変形シミュレーションから得られた肝臓モデルの変形様子及び各要素の応力の状態を示す．各要素の色はその要素に作用している応力の大きさを表している．Fig.5.10 を見ると，ランプ入力時(0[s] - 18[s])には，各要素の応力が大きくなっているのに対して，クリープ入力時(18[s] - 50[s])には各要素の応力に変化がないことが確認される．

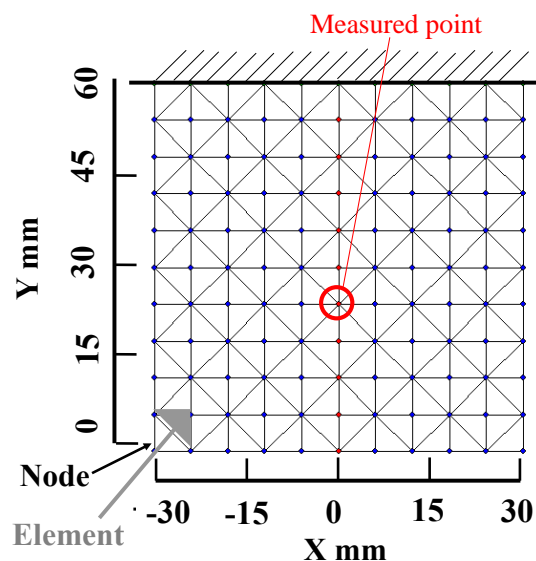


Fig.5.8 Model shape for deformation evaluation

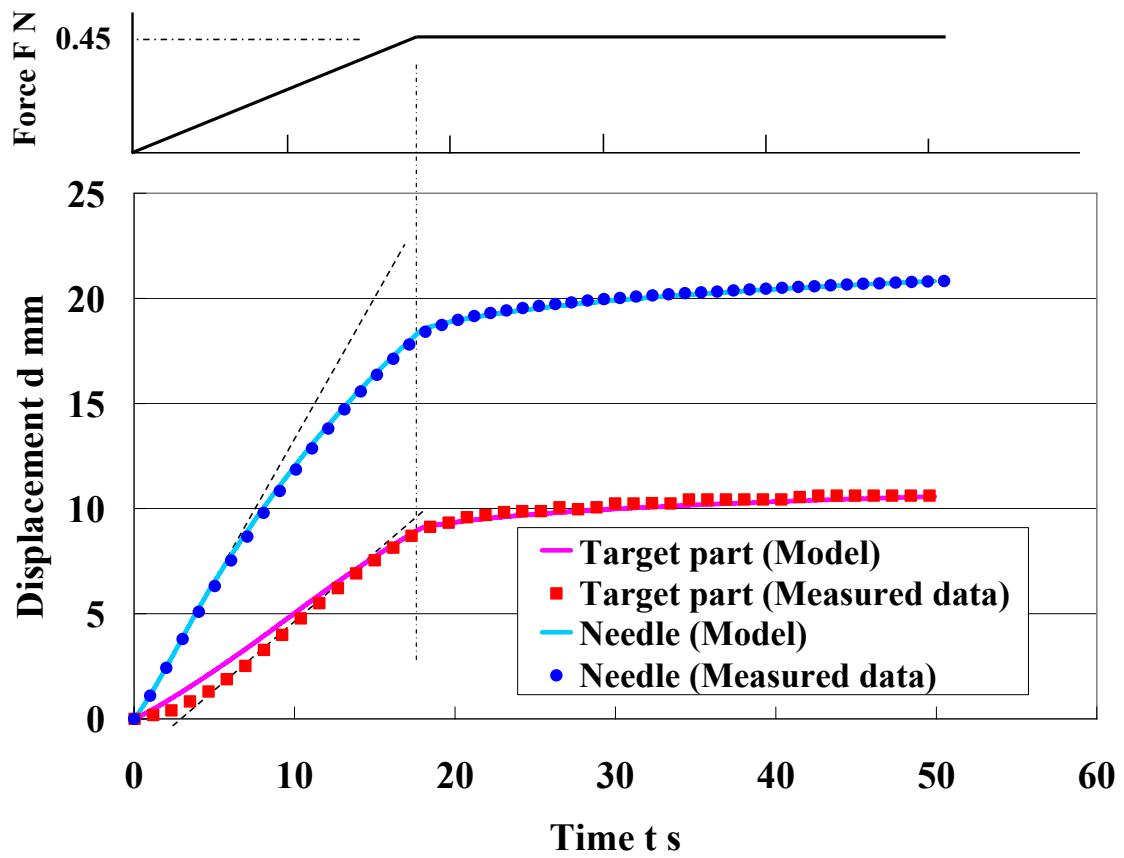
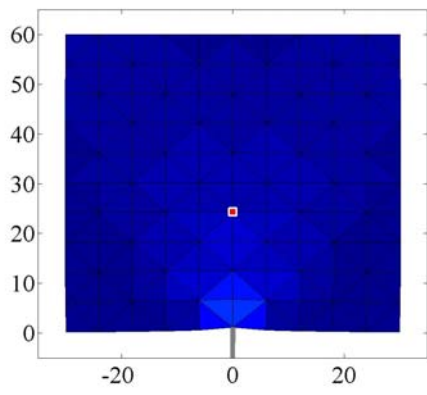
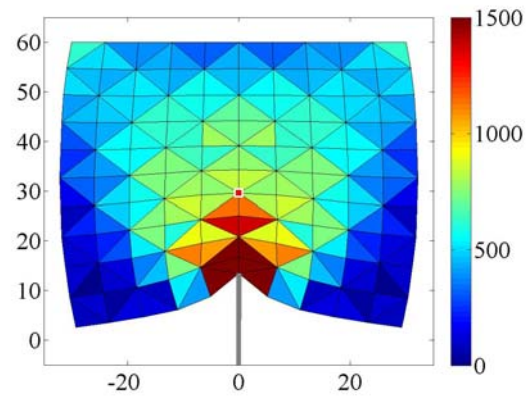


Fig.5.9 Experimental result of Displacement at measured point

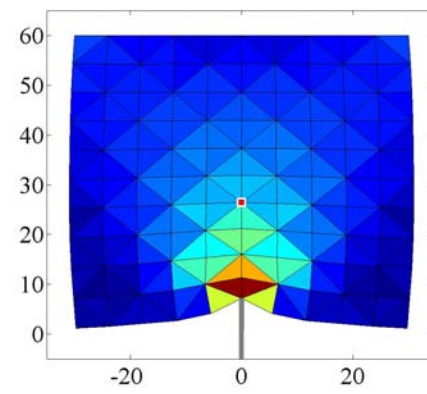
## 5 肝臓の物理モデルの構築



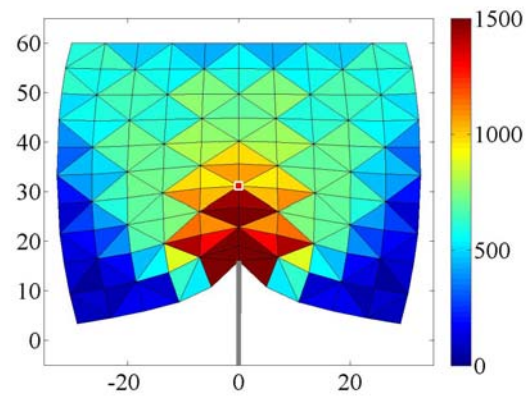
(1) 3[s], 0.075[N]



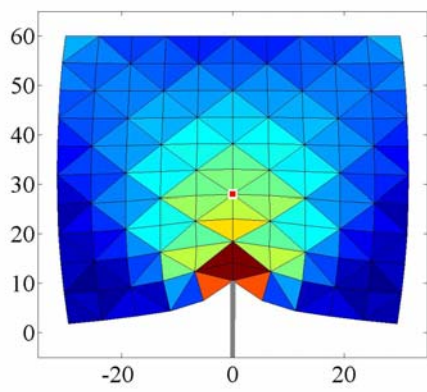
(4) 12[s], 0.30[N]



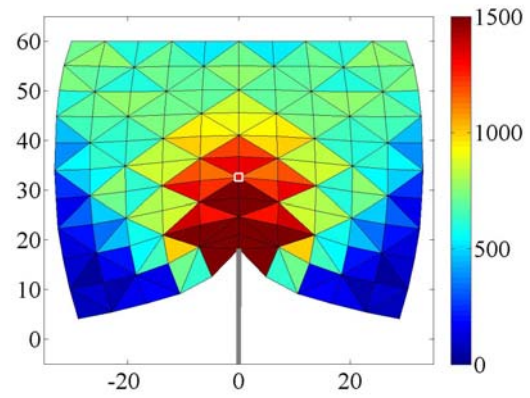
(2) 6[s], 0.15[N]



(5) 15[s], 0.375[N]



(3) 9[s], 0.225[N]

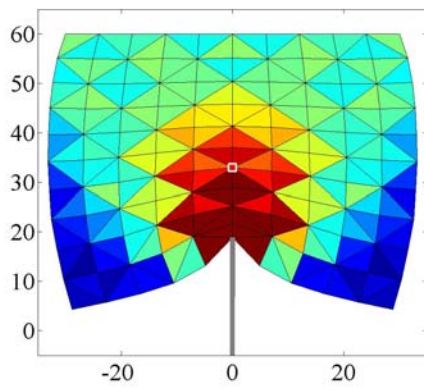


(6) 18[s], 0.45[N]

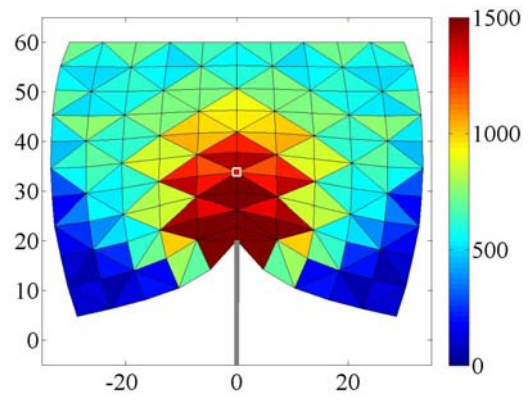
Fig.5.10 Model deformation for model evaluation



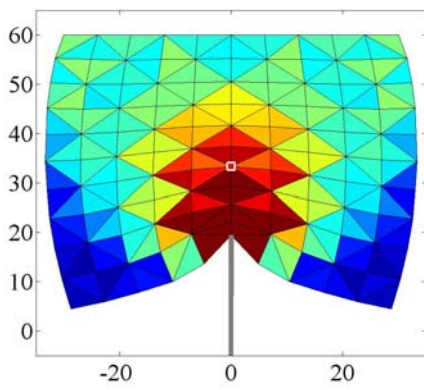
## 5 肝臓の物理モデルの構築



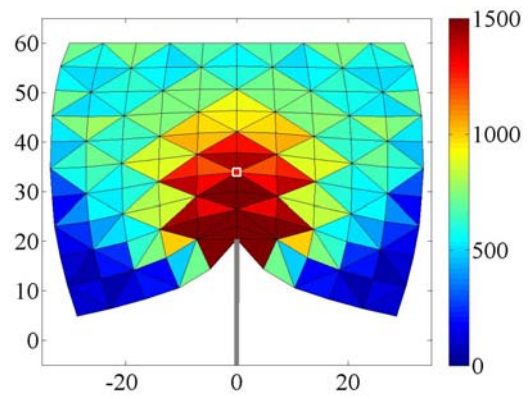
(7) 20[s], 0.45[N]



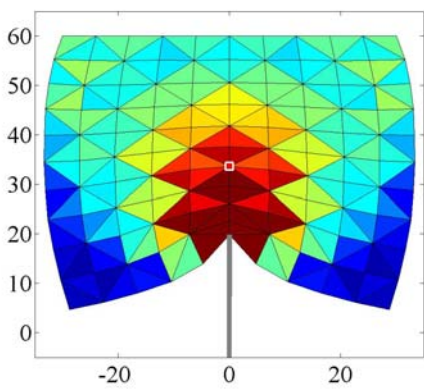
(10) 35[s], 0.45[N]



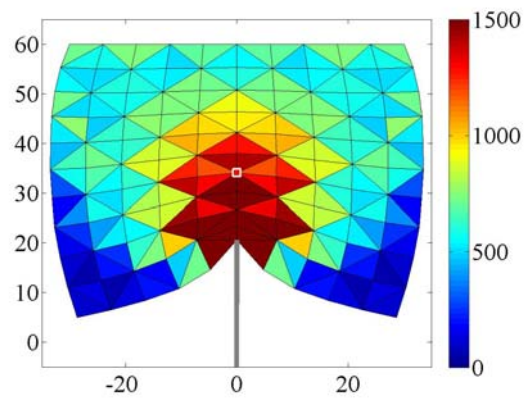
(8) 25[s], 0.45[N]



(11) 40[s], 0.45[N]



(9) 30[s], 0.45[N]



(12) 45[s], 0.45[N]

Fig.5.10(2) Model deformation for model evaluation

### (c) 考察

(c1) 針の変位 : Fig.5.9 に示した実験結果を見ると、力が小さい間(0[s] - 5[s])の線型な増加、及び、力が大きくなった際(5[s] - 18[s])の針の変位の増加率の減少を、提案したモデルによって再現していることが見てとれる。また、肝臓にかかる力を一定にした後(18[s] - 50[s]) は、Fig.5.10 に示すように、各要素の応力はほぼ一定の値を示しているのに対して、各要素のひずみ及び各節の変位が変化する粘弾性的な挙動も確認される。さらに、実際の肝臓の変位とモデルの変位の結果がよく一致していることが確認される。

(c2) 目標組織の変位 : 力をかけた初期段階(0[s] - 5[s])の目標位置の変位において、実際の肝臓の変位とモデルの変位に大きな誤差が生じている。一方、力が大きくなるに従って、実際の肝臓の変位とモデルの変位に大きな誤差が小さくなっていき、力が大きくなると(15[s] - 18[s])、肝臓の変位とモデルの変位の結果が精度よく一致している。また、肝臓にかかる力を一定にした後(18[s] - 50[s]) の粘弾性的な挙動に関しても、実際の肝臓の変位とモデルの変位の結果が一致していることが確認される。

以下に、初期段階(0[s] - 5[s])の誤差に関して考察を行なう。初期段階では増加が小さく、徐々に変位の増加が大きくなる性質は粘性体が示す。モデルの結果も同様の傾向を示しているが、実験結果に比べるとその増加率の変化は小さい。4.5 節で示したように、実際の肝臓はひずみが大きくなるに従って、粘性的な性質から弾性的な性質に推移していく。一方、本章で示したモデルでは、5.2.4 項に示したように微分次数  $k$  を一定と仮定して肝臓変形を計算しているため、上記のような推移はモデルの中に含まれていない。実際の肝臓の変位は組織が粘性的な傾向から弾性的な傾向に変わっていく影響を受けるが、モデルの変位は組織が弾性的な傾向で一定であるとして算出される。本検証では、18[s] - 50[s]の傾向が合うように微分次数  $k$  の値を設定し、モデルの変位を算出したため、初期段階(0[s] - 5[s])における誤差が生じたと推察される。

本節にて示した実験から、上記(c1),(c2)の考察したように、4 章で示した肝臓の持つ粘弾性的な性質及び非線形的な性質を有する肝臓モデルによって、穿刺の際に生じる肝臓の変形を再現することが可能なことが示唆された。力が小さい際の目標組織の変位に大きな誤差が見られるが、力が大きくなるに従って誤差が小さくなる結果が得られた。



### 5.5 小括

本章では、まず、4章で示した材料特性モデルから有限要素法を用いて臓器変形を定式化し、その数値解を得る手法をまとめた。次に、3章の実験と同様の形状・境界条件で解析した結果から、提案した肝臓の物理モデルの検証を行った。検証の結果、3章で得られた針の変位と針に作用する力の非線形性及び切断が生じる際の速度依存性が構築したモデルにより再現可能であることを確認した。さらに、穿刺の際に生じる臓器変形を超音波診断画像により測定し、肝臓が有する粘弾性および非線形性が変形に与える影響について調べた。実験で得られた実臓器の変形結果と比較することで、提案したモデルが実臓器の示す粘弾性的・非線形的な変形の特徴を再現可能であること示唆された。

以下、6章から8章において、本章までで提案された肝臓の物理モデルを用いた精確な穿刺を実現するためのプランニング法に関して、方法の提案及び検証を行う。

## 第 6 章 プランニング法の構築

- 6.1 概要
  - 6.2 切断が生じる力の確率的な解析
  - 6.3 切断条件のモデル化
  - 6.4 切断確率を考慮した計画
  - 6.5 刺入角度・刺入位置の計画方法
  - 6.6 小括
- 

### 6.1 概要

3-5 章にて、穿刺の際の穿刺力の非線形性や切断変位の速度依存性、肝臓の変形を再現可能な肝臓の物理モデルを構築した。本章では、構築した肝臓の物理モデルを用いて、精確な穿刺を実現する刺入角度・刺入位置を決定するプランニング法を提案する。

肝臓がんに対する焼灼療法を対象とした場合、RFA 針の直径は 1.5mm 程度であるため、針に生じるたわみは非常に小さい。この場合、多くの先行研究において議論されている、臓器内部において針の形状を制御する方法は用いることはできない。そのため、肝臓を対象とした穿刺の場合、穿刺の経路は直線的なアプローチに限られる。直線的なアプローチで穿刺を行なう際には、針の先端を目標位置に正確に到達させることのできる刺入位置・刺入角度から穿刺を実施することが要求される。しかしながら、臓器変形に応じて目標組織の位置が変化するため、臓器変形を考慮にいった刺入位置・刺入角度を計画することが必要となる。

上記のような計画方法として、臓器の物理モデルによって再現した仮想的な手術環境におけるシミュレーションを用いる方法が用いられる。例えば、S.P.DiMaio らはシリコンゴムをファントムとし、2 次元線形有限要素モデルを用いて、穿刺プランニングを行っている<sup>[6-1]-[6-6]</sup>。Goksel らは、3 次元線形有限要素モデルを用いて、前立腺に対する穿刺のシミュレータを開発している<sup>[6-7]</sup>。Dehghan らは、前立腺に対する穿刺を目的として、3 次元の非線形有限要素モデルを用いたプランニングを提案している<sup>[6-8]</sup>。Alterovitz らの研究では前立腺の刺におけるターゲットの動きとそこに埋め込むシードの動きを、2 次元有限要素法を用いて穿刺プランニングしている<sup>[6-9]-[6-13]</sup>。

また、針が組織の内部を進むのは針が肝臓を切断した時であるため、精確な穿刺を実現するためには、切断が生じる際の針の先端が目標患部の方向を向いている必要がある。そのため、手術計画を行なうシミュレーション上において、臓器の変形を正確に解析すること、及び、切断が生じる条件を適切に設定することが重要である。しかしながら、上記の先行研究では、ある一定の条件下において実験した際の切断が生じる力の値を、そのまま切断が生じる条件として扱っている場合が多く、切断が生じる条件は正確に定式化されていないのが現状である。

本章では、3章で取得したデータから切断が生じる条件を定式化する。さらに、5章までで構築した粘弾性・非線形の双方を有する臓器モデル及び定式化した切断条件を用いてプランニングを行う。

### 6.2 切断が生じる力の確率的な解析

切断が生じる力に関する考察を行なうために、3.3節で示したデータを用いる。Fig.3.8に示したデータをFig.6.1に再掲する。Fig.6.1を見ると、切断力・切断変位の双方のデータに大きなばらつきが存在することが確認できる。ほぼ同一の条件において穿刺実験を行った場合でも、切断力・切断変位の結果にばらつきが生じることから、切断現象が生じる条件は針や組織のミクロな状態によって決定されることが考えられる。これらのミクロな状態をシミュレータ上で正確に再現したうえで、切断が生じる条件を決定論的に規定することは非常に困難である。

確定的に規定した条件を使用した穿刺シミュレートでは、Fig.6.1に示されているような切断現象のばらつきに関する考慮がないため、実際の現象を正確に再現できない場合も多い。そのため、切断条件のモデル化を行なう際には、Fig.6.1に生じているようなばらつきを考慮する必要がある。切断が生じる条件の確率的な考察が重要であると考えられる。

本項では、切断力のばらつきを評価することで、ある穿刺力が臓器に作用している際の切断が生じる確率を表すモデルを導出する。

臓器に対してある穿刺力  $F$  が作用した時点で切断が生じる確率を「切断確率分布  $p$ 」と定義する。また、ある穿刺力を仮定した際にすでに切断が生じている確率を「切断確率  $P$ 」と定義する。上記の定義を用いて、以下の議論を行なう。

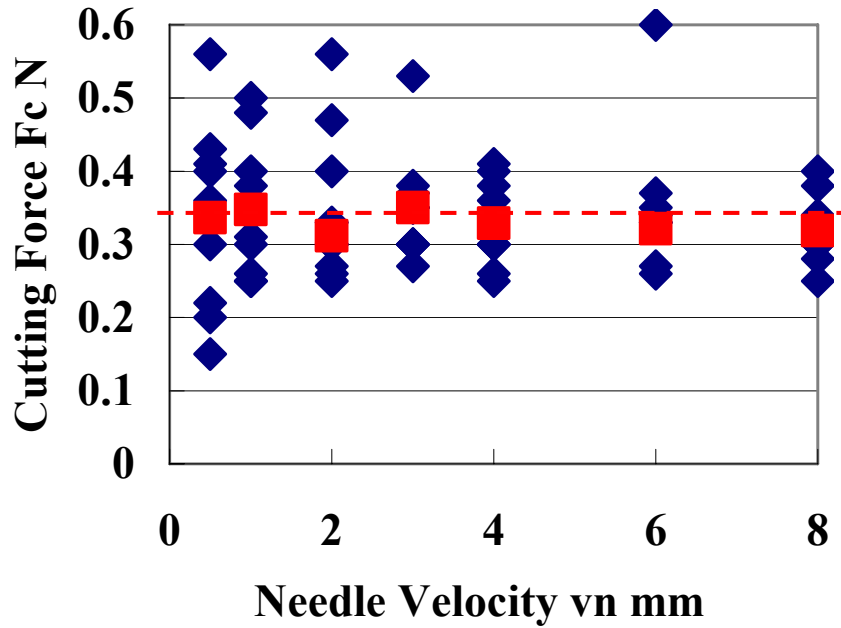


Fig.6.1 Velocity dependency of cutting force

### 6.2.1 切断が生じる力の確率分布モデル

切断力の分布の状態を視覚化するために、Fig.6.1 のデータのヒストグラムを作成した。ヒストグラムの階層は、総データ数 63 個からスタージェスの公式を用いて算出し、7 とした。

Fig.6.2 に Fig.6.1 で示した切断力のヒストグラムを示す。なお、Fig.6.2 の左側の縦軸は離散型確率分布を表している。ただし、離散型確率分布は式(6-1)を用いて算出した。

$$p_i(i) = \frac{n_i}{N\lambda_i} \quad (6-1)$$

ここで、 $n_i$  は  $i$  区間目のデータの個数、 $\lambda_i$  は  $i$  区間の間隔、 $N$  は全データ数をそれぞれ表している。

Fig.6.2 に示した切断力のヒストグラムの形状から確率分布モデル  $p$  を導出する。切断力のヒストグラム形状を見ると、「切断に必要な力是非負領域でのみ定義されること」、「Fig.6.2 のヒストグラムは 0.3[N] 付近を中心とした歪んだ分布を示していること」という特徴がある。上記を考慮して、切断確率分布  $f$  を表すモデルとして、式(3-2)に示すガンマ分布を採用した。

$$p(F) = \frac{F^{\alpha-1}}{\beta^\alpha \Gamma(\alpha)} \exp\left(-\frac{F}{\beta}\right) \quad (6-2)$$

## 6 プランニング法の構築

ここで、 $F$  は針に作用している力であり、 $\alpha, \beta$  はガンマ分布の形状を決定するパラメータ、 $\Gamma()$  はガンマ関数である。

また、ガンマ分布において、パラメータ  $\alpha, \beta$  と平均  $\mu$  及び分散  $s$  の関係は

$$\mu = \alpha\beta \quad (6-3)$$

$$s^2 = \alpha\beta^2 \quad (6-4)$$

である。

ガンマ分布によりモデル化した確率分布を Fig.6.2 に示す。ただし、パラメータ  $\alpha, \beta$  の値は、Fig.6.1 に示した総数 63 個のデータから算出した平均  $\mu$  及び分散  $s$  の値から、式(6-3)-(6-4)の関係を用いて決定した。

Fig.6.2 を見ると、切断力の分布の状態を表しているヒストグラムとガンマ分布を用いた切断確率分布モデルが同様の傾向を示している。この結果より、切断が生じる力のばらつきを表す切断確率分布をガンマ分布によってモデル化可能であることを確認した。

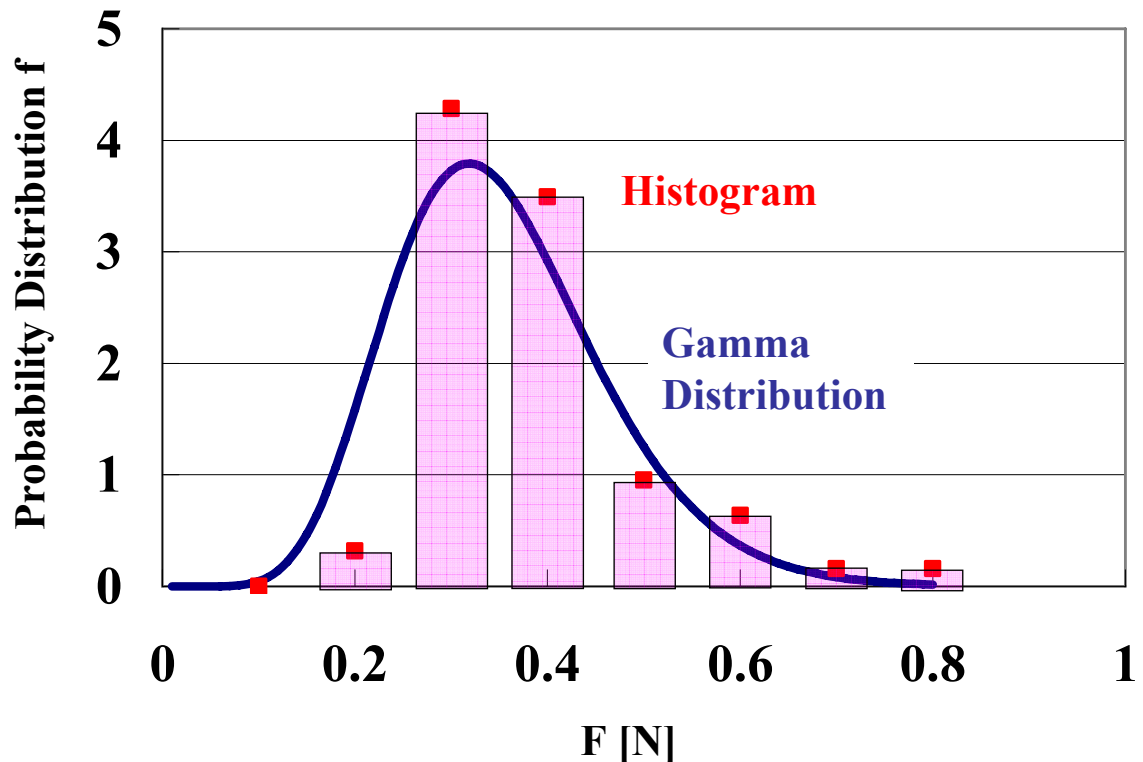


Fig.6.2 Probability distribution of cutting Force

Table 6.1 Parameter for probability distribution of cutting force

$\mu$ [N]	$s$ [N]	$\alpha$	$\beta$
0.35	0.11	10	0.034

### 6.2.2 切断が生じている確率のモデル化

切断確率分布  $f$  と切断確率  $P$  の関係は確率密度関数と確率の関係から式(6-5)で表される.

$$P(F) = \int_0^F f(x) dx \quad (6-5)$$

式(6-5)より, 式(6-2)で表される切断確率分布  $f$  を用いて, 対象とする穿刺力  $F$  まで積分することによって, 切断確率  $P$  が算出される.

式(6-5)を用いて, 式(6-2)で表される切断確率分布モデルから各穿刺力  $F$  に対する切断確率  $P$  を算出した. 算出した結果を Fig.6.3 に示す. また, Fig.6.1 の実験結果から算出した切断確率のヒストグラムも Fig.6.3 に示す. ただし, 離散型確率分布は式(6-6)を用いて算出した.

$$P_{i_i}(i) = \sum_{j=1}^i \frac{n_j}{N} \quad (6-6)$$

Fig.6.3 を見ると, 切断がすでに生じている確率を表しているヒストグラムと切断確率分布モデルから算出した切断確率が同様の傾向を示している. この結果より, 提案した確率分布モデルを用いることにより, 切断確率  $P$  も正確にモデル化できることを確認した.

## 6.3 切断条件のモデル化

### 6.3.1 針の先端近傍の応力に関する考察

臓器に作用する力と変位の関係は境界条件や臓器形状によって異なる. そのため, 式(6-2)で示した切断の確率分布モデルは, 境界条件・臓器形状が異なった場合には, 同様のパラメータで使用することはできない. 境界条件・臓器形状によらない議論を行なうためには, 切断確率分布モデルを針近傍の応力状態によって表す必要がある. 本章では, 6.2 節に示した切断確率分布モデルを, 針近傍の応力状態を用いた式によって表すための方法に関して示す.

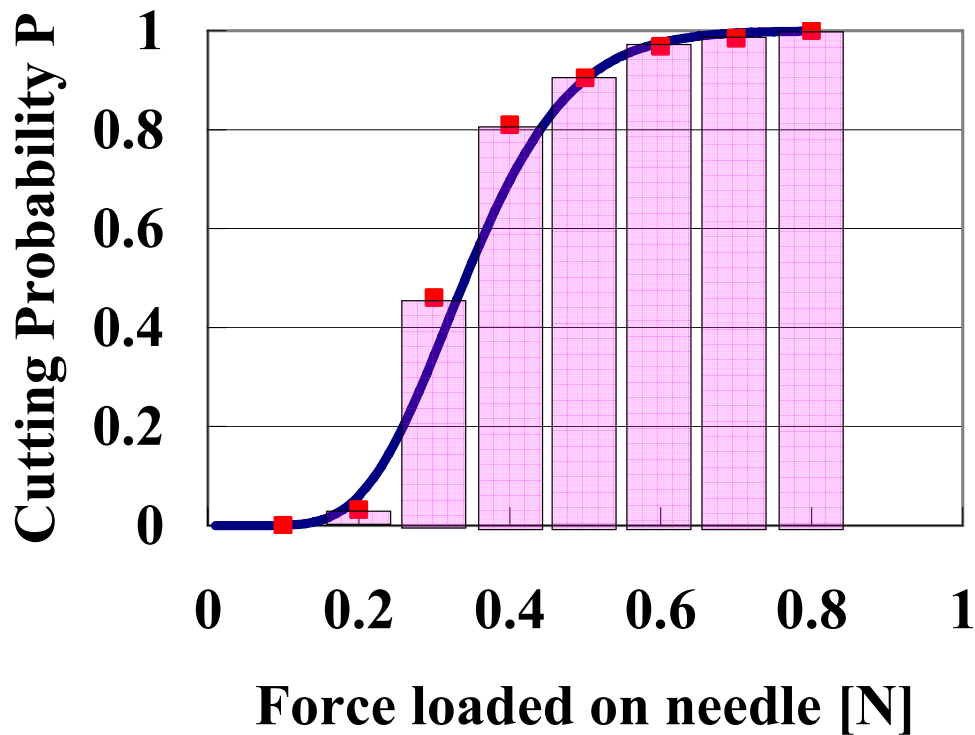


Fig.6.3 Probability of cutting event

### 6.3.2 方法

針近傍の応力状態を推定するために、3.3 項で示した実験と同様の条件で肝臓の物理モデルを用いた解析を行う。その結果から、応力を確率変数とした切断確率分布モデルに関する考察を行なう。5 章において肝臓の物理モデル構築に用いた有限要素法は、臓器の材料力学的な解析を行なうのに非常に有力な方法であり、多くの先行研究で用いられている。本節では、有限要素法を用いることを前提とし、切断応力に関する考察を行なう。

有限要素法を用いた解析において、メッシュの形状によって結果に差異が生じる場合がある。特に境界条件が急激に変化する場所の応力等を正確に解析するためには、メッシュを細かく設定する必要があることが知られている。針と肝臓の接触点は境界条件が変化する場所に相当し、針近傍の組織の応力状態はメッシュ形状の細かさに大きく依存すると考えられる。

そこで、接触点近傍のメッシュ形状の細かさを変化させた肝臓モデルを用意し、それらの解析結果を比較する。その結果より、メッシュ形状の細かさが接触点近傍の応力状態に与える影響に関して考察する。以下に、肝臓モデルやシミュレーション条件の詳細を示す。なお、以下の解析では、筆者らが先行研究で提案した粘弾性・非線形性を考慮した肝臓の物理モデルを用いた。

## 6 プランニング法の構築

(a) 肝臓の境界条件の設定： 2 章の実験で用いた臓器と同様の形状を持つモデルを構築した．肝臓モデルの形状は  $50 \times 50$  [mm] の長方形とし，厚さも実験の肝臓と同様に 10 [mm] とした．境界条件として，肝臓モデルの後部を固定端と設定した．

(b) メッシュの設定： モデルのメッシュ生成はデラウニー法を用いて行なった．デラウニー法では，対象となる物体の輪郭から，物体を自動的に三角形の要素に分割する方法である．現時点で最も活用されている手法の一つであり，幾何学的な分割のため，信頼性が高いことに特徴がある．

全体の三角形の外接円の大きさが 5 [mm] となるようにメッシュ(a)を生成した．メッシュ(a)を基本として，針が接触する点である  $(X,Y)=(0,0)$  [mm] から半径 20 [mm] 以内に存在する要素の外接円を変えて(b)-(h)のメッシュを生成した．Table 6.2 に(a)-(h)の各メッシュの針近傍の要素外接円の大きさを示す．例として，(a),(d)のメッシュ及びモデル形状を Fig.6.4, Fig.6.5 に示す．

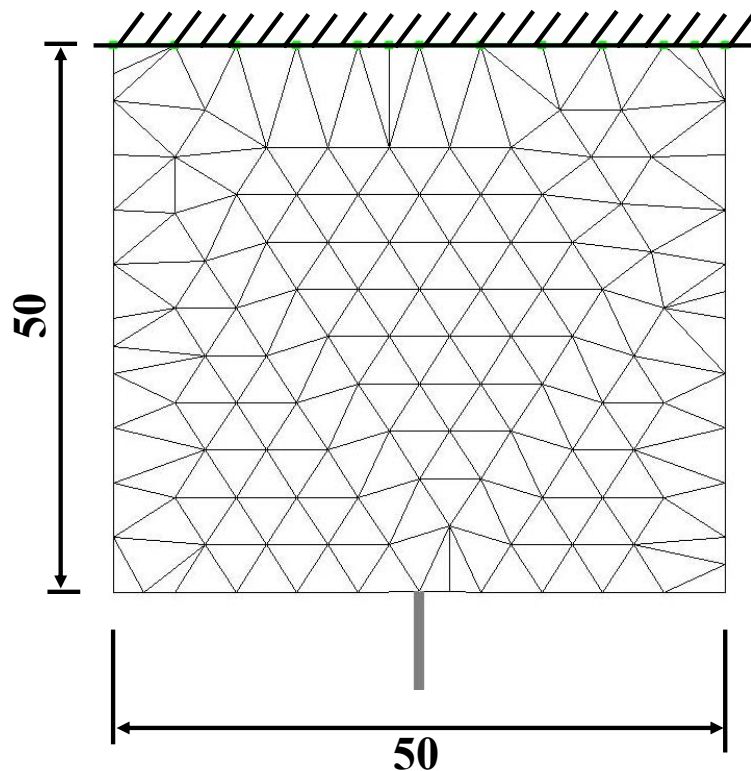


Fig.6.4 Model shape constructed by mesh(a)



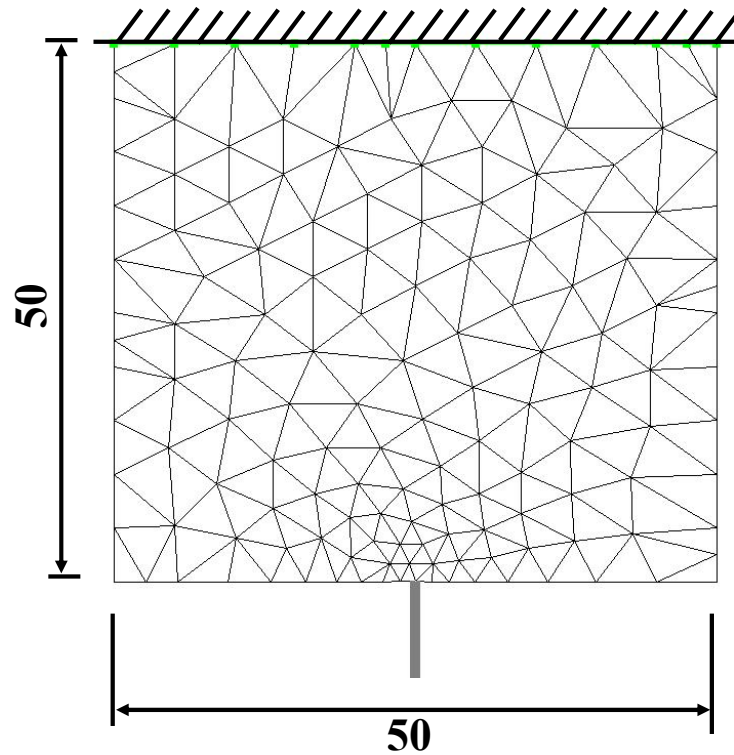


Fig.6.5 Model shape constructed by mesh (d)

Table 6.2 Mesh size

Mesh Type	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)	(f)	(g)	(h)
Mesh size mm	5.00	2.50	1.77	1.25	0.880	0.625	0.440	0.313

(c) シミュレーション条件 :  $(X,Y)=(0,0)$  [mm]の位置にあるノードを, Y 軸方向に速度 1mm/s で 10[mm]まで強制変位を与え, シミュレーションを行なった. なお, 肝臓モデルの各パラメータは Fig.3.7 の実験の結果の挙動と一致するようにマニュアルで設定した. ただし, パラメータ設定の際には, メッシュ (a)を用いたシミュレーションの結果を参照した.

(d) 針近傍の組織の応力 : 針近傍の組織を表す要素として, 針の軸方向が向いている方向に存在する要素を用いる(Fig.6.6). その要素の応力を針近傍の組織の応力と定義し, その応力の値によって切断が生じる確率が変化すると考える.

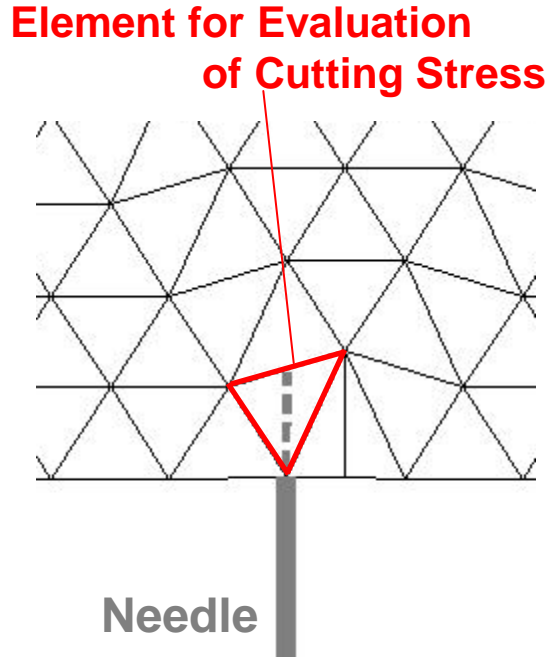


Fig.6.6 Definition of element for evaluation of cutting stress

### 6.3.3 切断確率分布モデル

本項では、メッシュ(a)を対象として、応力を確率変数とした切断確率分布モデルの導出に関して示す。Fig.6.7にメッシュ(a)を用いた際の、解析結果を示す。Fig.4.7において、各要素の色は応力を意味している。臓器モデルを用いたシミュレーションの結果、解析中の臓器にかかる力と針近傍の応力はほぼ比例しており、以下の式(4-1)で表される。

$$F = \kappa \sigma \quad (6-7)$$

ここで、 $\kappa$ は針に作用する力と針近傍の応力を関係づける比例定数である。 $\kappa$ の値は1000.0であった。

式(4-1)を式(3-2)に代入することにより、針近傍の応力状態を用いた切断確率分布モデルは式(4-2)で表される。

$$f(\sigma) = \frac{\sigma^{\alpha'-1}}{\beta'^{\alpha'} \Gamma(\alpha')} \exp\left(-\frac{\sigma}{\beta'}\right) \quad (6-8)$$

ここで、 $\sigma$ は針近傍の応力状態であり、 $\alpha', \beta'$ はガンマ分布の形状を決定するパラメータであり、式(4-2)の $\alpha, \beta$ とは以下の関係がある。

$$\alpha' = \alpha \quad (6-9)$$

$$\beta' = \beta / \kappa \quad (6-10)$$

また、平均 $\mu$ 及び分散 $s$ は、式(4-2)から

## 6 プランニング法の構築

$$\mu' = \mu / \kappa \quad (6-11)$$

$$s'^2 = \left( s / \kappa \right)^2 \quad (6-12)$$

である

応力の値を確率変数とした切断確率分布モデルを Fig.6.8 に示す．本確率分布モデルは境界条件や臓器形状によらずに，肝臓モデルの切断条件として使用することが可能である．

### 6.3.4 切断条件モデルのメッシュに対する依存性

本節では，針近傍のメッシュの細かさに関する考察を述べる．Fig.6.8 にメッシュ(d)を用いた解析の結果を示す．Fig.6.8 において，各要素の色は応力を意味している．Fig.6.7 に示したメッシュ(a)の解析結果に比べて，Fig.6.8 に示したメッシュ(d)の解析結果では，針近傍の応力の値が大きくなっていることが確認できる．

各メッシュ(a)-(e)において，切断確率分布モデルのパラメータ及び平均 $\mu$ を算出した．各メッシュ(a)-(e)の細かさと切断が生じる応力の平均 $\sigma_c$  の関係を Fig.6.10 にまとめる．

Fig.6.10 の結果を見ると，メッシュの細かさと切断が生じる応力の平均 $\sigma_c$  の関係は両対数軸上ではほぼ線形に増加しており，式(6-13)で表される．

$$\sigma_c(\delta) = m\delta^{-n} \quad (6-13)$$

ここで， $\delta$ は針近傍のメッシュ外接円の直径， $m, n$  は Fig.6.10 の直線の傾き及び切片から定まるパラメータである．

今回の解析では 6.3.2 項 c)で示したように，針から臓器が受ける影響を 1 つのノードに対する強制変位で表している．これは，肝臓モデルが針から受ける力を 1 点集中加重として定義していることを意味している．そのため，メッシュを細かく設定すればするほど，応力が増加する結果が得られると考えられる．

## 6 プランニング法の構築

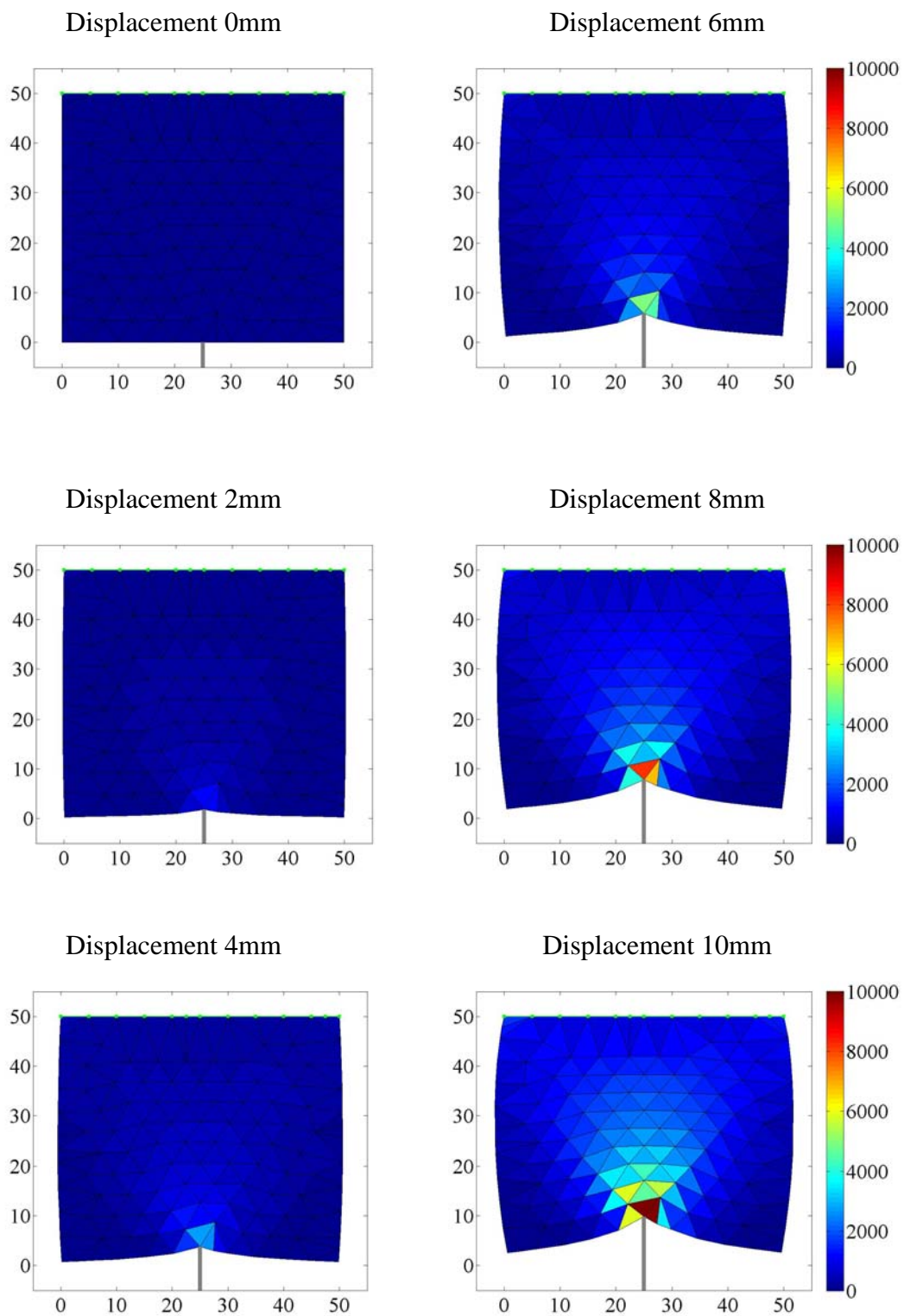


Fig.6.7 Simulation result of liver deformation by mesh(a)

## 6 プランニング法の構築

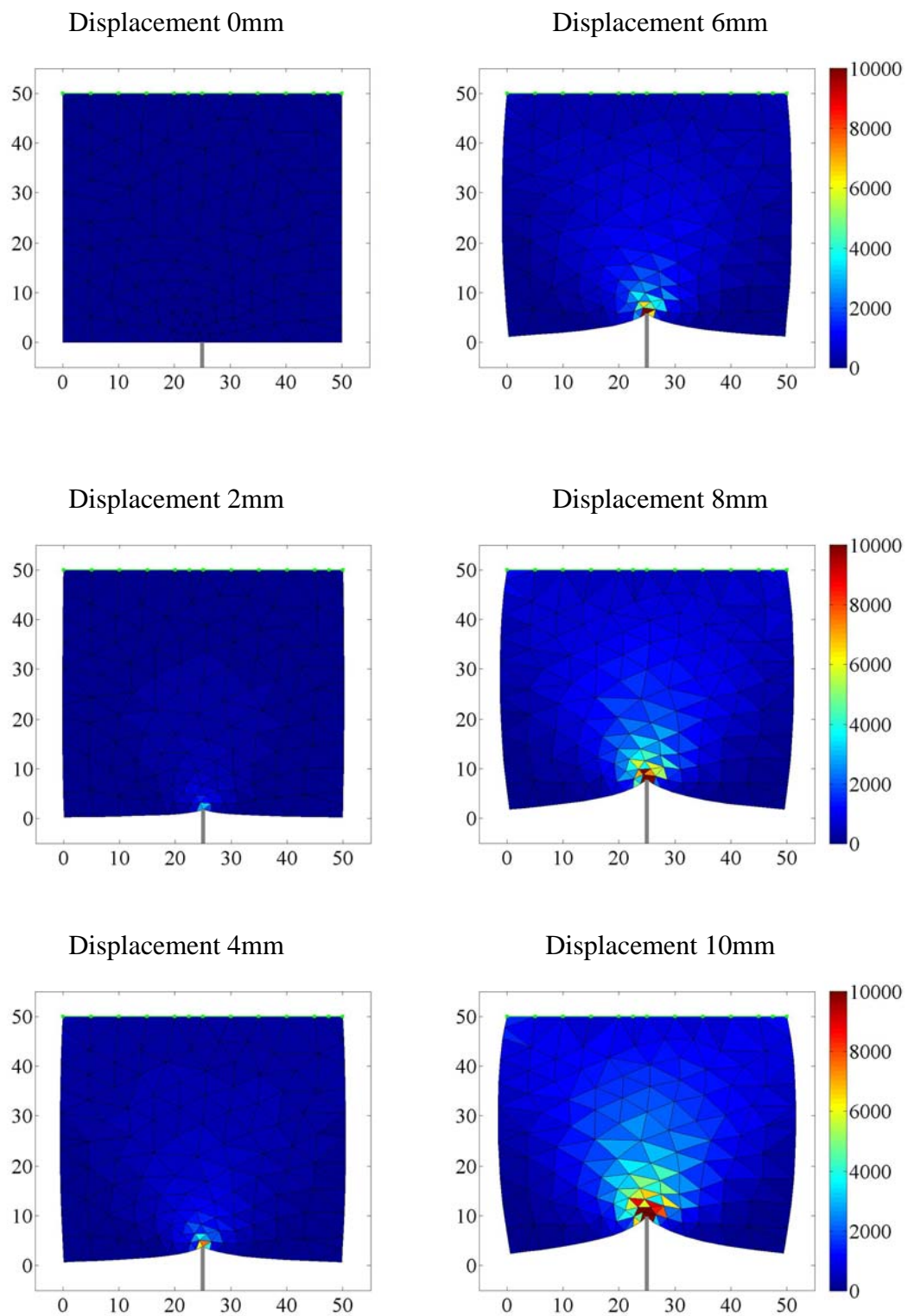


Fig.6.9 Simulation result of liver deformation by mesh(d)

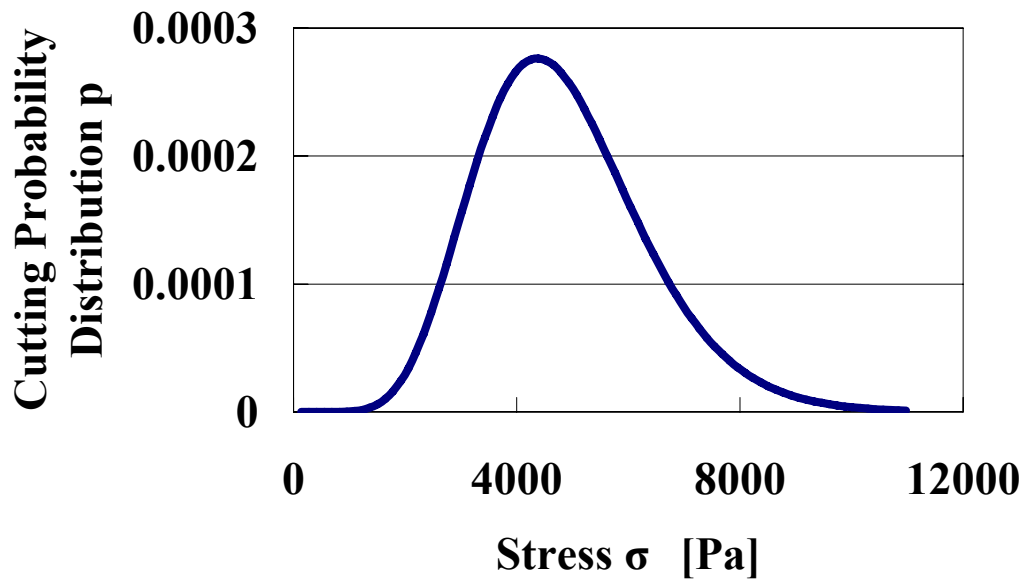


Fig.6.8 Probability distribution of cutting stress

Table 6.3 Parameter for probability distribution of cutting force defined by stress

$\mu'$ [N]	$s'$ [N]	$\alpha'$	$\beta'$
4800	1500	10	470

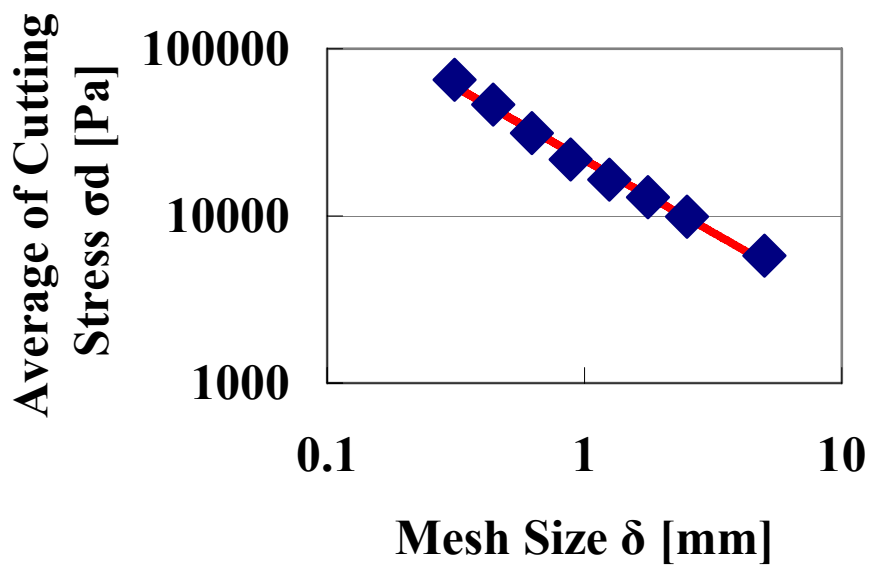


Fig.6.10 Relationship between mesh size and cutting stress  $\sigma_c$

## 6 プランニング法の構築

針の太さ(1.5mm 程度)に対して十分に細かくメッシュを設定し応力解析を行なうことで、針近傍の応力に関する詳細な知見を得ることが可能である。しかしながら、この場合、非常に細かく設定した臓器モデルのメッシュに対する針の接触状態を詳細に記述する必要がある、計算モデルが煩雑になる、計算時間の大きな増大が見込まれる等、実用上の問題がある。

そのため、本研究では、メッシュの細かさに対応して切断が生じる応力を変化させる方法を用いる。式(6-9)-式(6-10)に示した関係から、針近傍の組織のメッシュの細かさが $\delta$ である場合、切断応力の確率分布の各パラメータは式(6-14)-式(6-15)で表される。

$$\alpha' = 10 \quad (6-14)$$

$$\beta' = \frac{l}{m\delta^{-n}} \quad (6-15)$$

式(6-15)における  $m, n, l$  のパラメータを Table 6.4 に示す。モデルのメッシュに合わせて、式(6-14)、式(6-15)を用いて、各パラメータを設定することで、切断応力の確率分布をシミュレーション上で適切に設定することが可能となる。

Table 6.4 Parameter of Cutting Probability Distribution defined by stress

m	n	l
$22 * 10^3$	-0.87	$25 * 10^5$

### 6.4 切断確率を考慮した計画

#### 6.4.1 穿刺精度の定義

既述したように、肝臓を対象とした穿刺の場合、穿刺の経路は直線的なアプローチに限られる。直線的なアプローチで穿刺を行なう際には、針の先端を目標位置に正確に到達させることのできる刺入位置・刺入角度から穿刺を実施することが要求される。しかしながら、臓器変形に応じて目標組織の位置が変化するため、臓器変形を考慮にいたした刺入位置・刺入角度を計画することが必要となる。

穿刺針が組織を切断する際には、針軸方向にのみ臓器の中へ進入することができるため、直線的なアプローチで正確な穿刺を実現するためには、切断時点において針軸方向にがん細胞が存在することが正確な穿刺を実現する条件である。そのため、式(6-16)に示す点（がん細胞位置）と直線（針軸方向）の距離を表す  $L_c$  が、切断が生じた時点で 0 に近いことが重要である。

## 6 プランニング法の構築

$$L_c = \frac{|aX_c + bY_c + c|}{\sqrt{a^2 + b^2}} \quad (6-16)$$

ただし、 $(X_c, Y_c)$  はがん細胞の中心の位置を表しており、穿刺針の軸方向は

$$ax + by + c = 0 \quad (6-17)$$

と表されとする。

本論文では、式(6-16)で示された  $L_c$  を穿刺精度と定義して、議論を行う。

### 6.4.2 穿刺精度の期待値

6.2-6.3 項で述べたように、同一の条件で穿刺を実施したとしても、切断が生じる際の力や針の変位にばらつきが生じるため、切断が生じる条件は確率的な分布を持つとして設定することが妥当である。切断が生じる際の条件を決定論的なある一定の値とすると、治療中に生じる切断時点がプランニング時点と異なった場合、穿刺精度の低下が予想される。そのため、精確な穿刺を実現するためのプランニングでは、切断時点を固定して穿刺条件を設定するのでは十分でなく、様々な切断時点に対してロバストな刺入位置・刺入角度を決定することが必要である。

そこで、本論文では、ある刺入位置・刺入角度において穿刺した際の、穿刺精度の期待値  $IP$  を評価するプランニング方法を提案する。穿刺精度の期待値  $IP$  は、式(6-8)の切断が生じる確率分布  $p$  を用いて、式(6-18)で表される。

$$IP = \int_0^\infty p(\sigma) \cdot L_c d\sigma \quad (6-18)$$

ここで、 $IP$  は穿刺精度の期待値、 $r$  は刺入位置、 $\theta$  は刺入角度、 $\sigma$  は針近傍の応力をそれぞれ表している。

式(6-18)で示される穿刺精度の期待値は、あらゆる切断時点における穿刺精度を総合して評価している。そのため、切断が生じる時点によらず精確な穿刺が期待できる場合、穿刺精度の期待値は小さくなる。一方、切断が生じる時点によって穿刺精度が低下する場合は穿刺精度の期待値は大きくなる。

このような性質から、式(6-18)で示される穿刺精度の期待値を用いてプランニングすることによって、切断が生じる時点によらず精確な穿刺が期待できる刺入位置・刺入角度を探索することが可能となると考えられる。



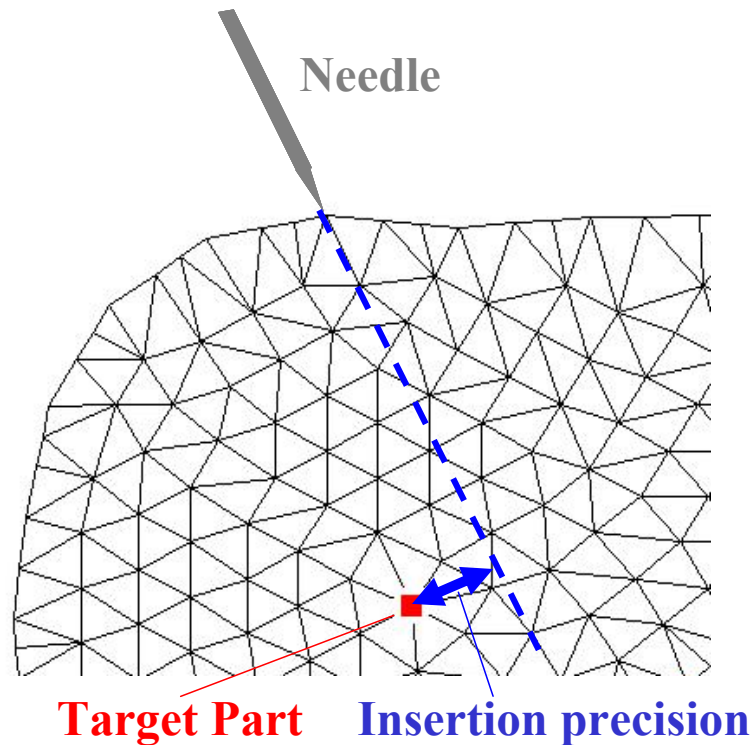


Fig.6.11 Insertion Precision

## 6.5 刺入角度・刺入位置の計画方法

本章では、穿刺軌道の計画方法に関して、ある臓器モデルを1例として示す。まず、6.6.1項にて、今回のプランニングで対象とする肝臓の物理モデルに関してまとめる。6.6.2項、6.6.3項にて、ある刺入点において穿刺精度の期待値  $IP$  を最小にする最適な穿刺角度  $\theta$  の決定方法を示す。また、6.6.4項にて、穿刺精度の期待値  $IP$  を最小にする刺入点  $r$  を求める。

### 6.5.1 肝臓の物理モデル

(a) 形状・メッシュ・境界条件： Fig.6.12 に本シミュレーションで用いる肝臓モデルの形状及びメッシュを示す。Fig.6.12 に示した肝臓モデルの形状を作成するため、X線CTで撮像した肝臓の断面（水平面）の画像から、その輪郭の数点をマニュアルで抽出した。抽出した輪郭データを用いて、デラウニー法を用いてメッシュ生成を行なった。

Fig.6.12にて、腹部背面に存在する肋骨や背骨からの拘束を考慮して、緑色で表したノードを固定端と設定する。

- (b) **目標位置の設定**: 肝臓において, がん細胞は大きな血管の周辺に生じやすい. 下大静脈の周辺にできたがん細胞を対象と考え, Fig.6.12 で赤色で表したノードを目標組織の位置と設定する.
- (c) **肝臓モデルのパラメータ設定**: 実際の肝臓は, 肝硬変やがん細胞を含む非均一な組織である. しかしながら, 本論文では, 研究の第1ステップとして, がん細胞や肝硬変による非均一性に関しては考慮しなく, 臓器は均一として評価を行う. 非均一性を考慮したプランニングは今後の展望とする.
- (d) **切断確率分布モデルのパラメータ設定**: 針近傍のメッシュの細かさから, Table6.3 に示すパラメータを用いて, 式(6-8)の切断確率分布モデルを定義した.
- (e) **刺入位置の設定**: 穿刺手技の際に, 一般的に刺入可能な位置を考慮して, 穿刺が可能な刺入位置を設定した. Fig.6.12 にて青色で示したノードが, 穿刺が可能と設定したノードを表している. ノードの番号は以下のシミュレーションの結果及びその考察を示す際に利用する. 本来, 肝臓の周辺には肋骨等の障害物があり, 穿刺経路が限定されるため, 限定された経路から適切な穿刺経路を決定する必要がある. 刺入位置の限定を考慮したプランニングは今後の展望とする.

### 6.5.2 穿刺精度期待値と刺入角度の関係

穿刺角度を変化させた際の穿刺精度の期待値の推移を定量的に示し, 穿刺角度と穿刺精度の期待値IPの関係について評価する.

- (a) **方法**: Fig.6.12 のノード番号 15 を刺入点として, シミュレーションを行なう.  $108.7[\text{deg}]$  (目標部位の初期位置の方向) を中心として,  $\pm 10[\text{deg}]$  穿刺角度を変化させ, その際の穿刺精度の期待値 IP を算出した.
- (b) **結果及び考察**: 穿刺角度と穿刺精度の期待値 IP の関係を Fig.6.13 にて示す. Fig.3.4 を見ると, 穿刺角度 $\theta$ と穿刺精度の期待値 IP の関係は, 約  $109.7[\text{deg}]$  において 2 つの直線で分けられており, 約  $109.7[\text{deg}]$  が最小値となっていて, 穿刺精度は約  $0.2[\text{mm}]$  となっている. 針を目標部位の初期位置方向(今回の場合,  $108.7[\text{deg}]$ )に刺入すると穿刺精度の期待値は約  $0.5[\text{mm}]$  のとなる実験結果が得られた. この結果より, 目標部位の初期位置方向に刺入することが, 必ずしも適切でないことが示された.

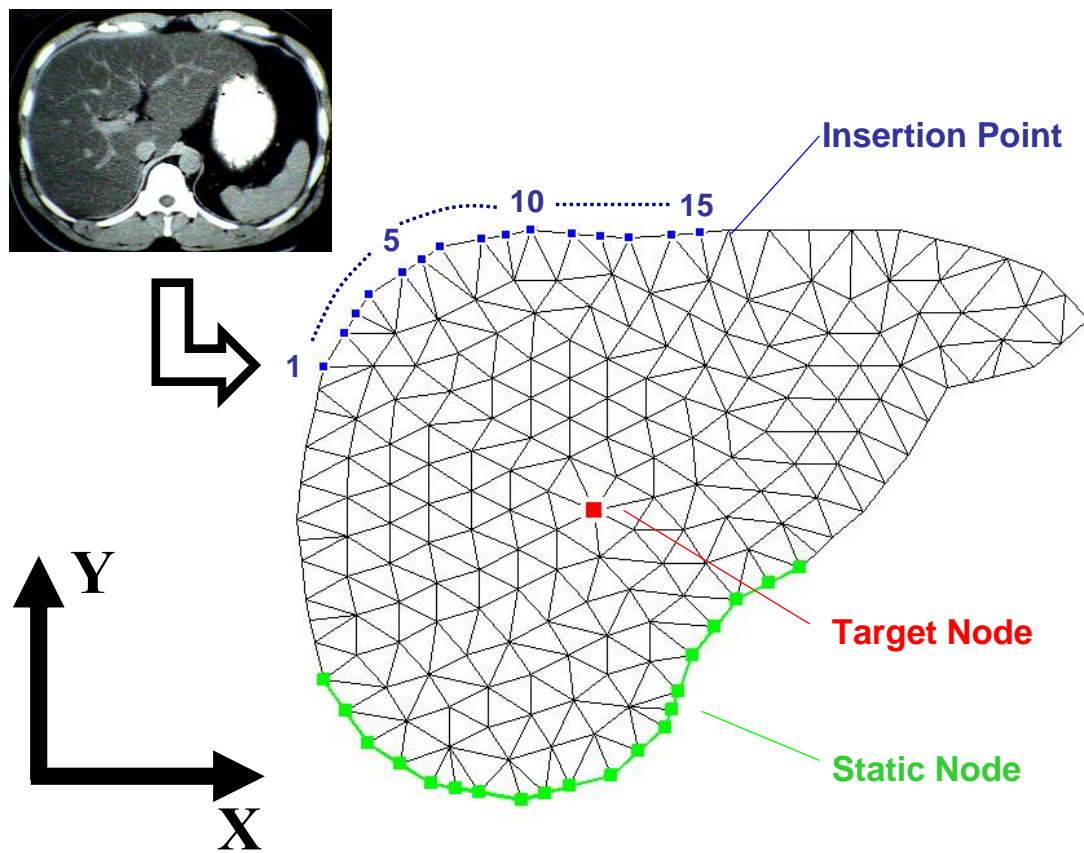


Fig.6.12 Shape of liver model

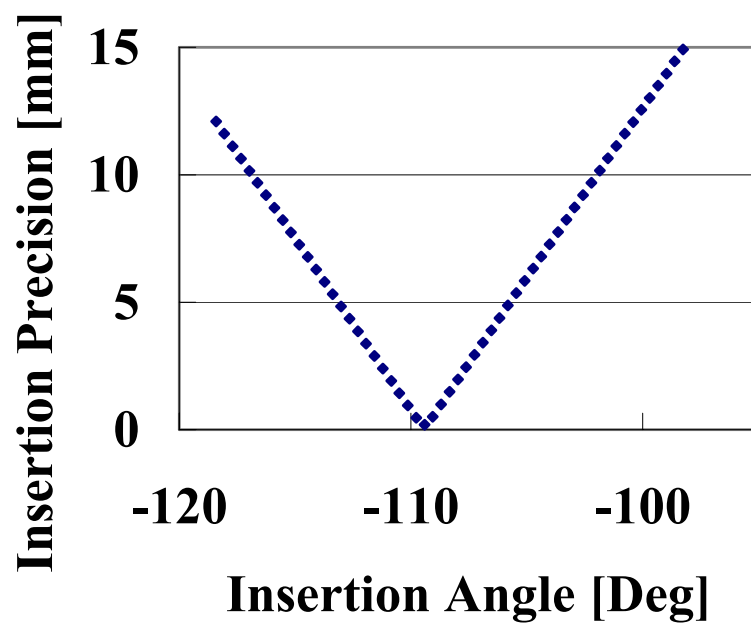


Fig.6.13 Relationship between insertion precision and angle

### 6.5.3 最適な刺入角度の決定方法

本節では、6.6.3 項にて示した穿刺精度の期待値  $IP$  を最小にする刺入角度を探索する最適化手法に関して示す。

穿刺精度の 2 乗値である  $IP^2$  の推移を Fig.6.14 にて示す。Fig.6.14 を見ると、刺入角度  $\theta$  と穿刺精度の 2 乗値  $IP^2$  の関係は下に凸な特性を示しており、ほぼ 2 次系で示されることが確認できる。ここで、 $IP$  が最小となる刺入角度  $\theta$  と  $IP^2$  が極値となる刺入角度  $\theta$  が同様である。そのため、式(3-2)で示される条件を満たす刺入角度  $\theta$  が、穿刺精度の期待値  $IP$  を最小化する刺入角度であると考えられる。

$$\frac{\partial IP^2}{\partial \theta} = 0 \quad (3-2)$$

Fig.3.6はFig.3.5の極値付近（約87[deg]）の刺入角度  $\theta$  と穿刺精度の 2 乗値  $IP^2$  の関係及びその 2 次の近似曲線を示している。

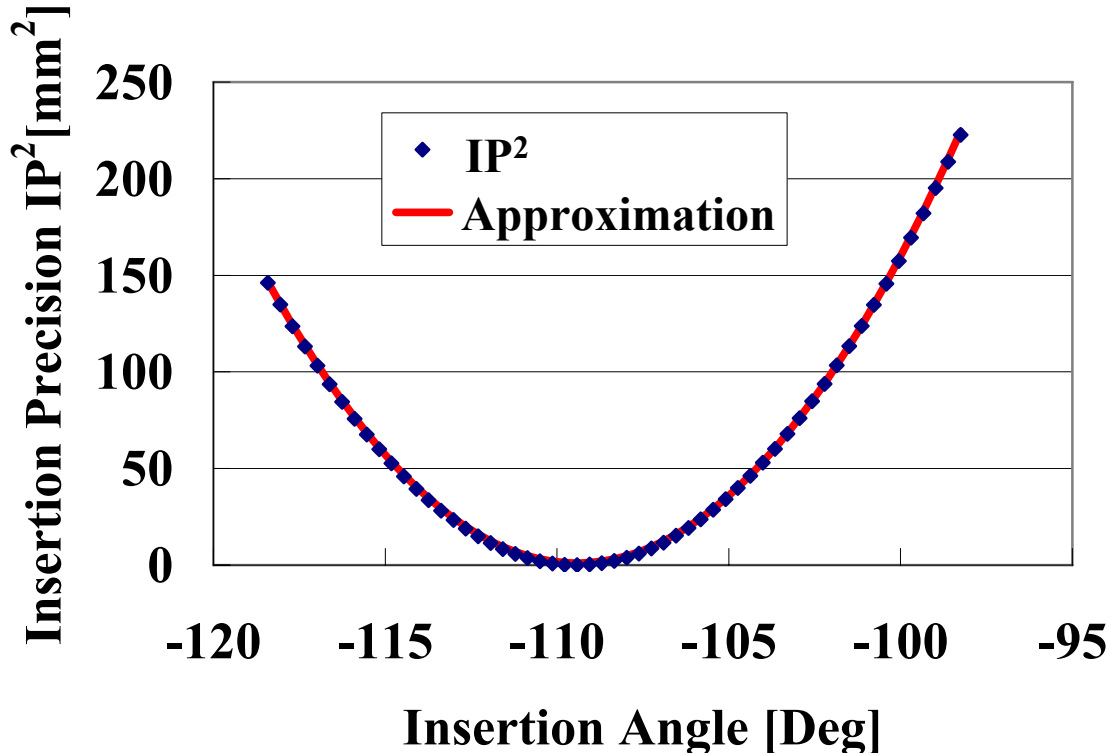


Fig.6.14 Relationship between insertion angle and  $IP^2$

ある刺入点  $r_i$  において，穿刺精度  $IP$  を最小とする刺入角度を Newton-Raphson 法を用いて探索する．その際の，探索速度並びにその収束性を下記の実験にて確認した．

- (a) 方法 : Fig.6.12 のノード番号 15 を刺入点として，Newton-Raphson 法を用いて，穿刺精度の 2 乗値  $IP^2$  を最小化する刺入角度  $\theta$  を探索した．ただし，探索を開始する初期刺入角度を  $108.7[\text{deg}]$  (目標部位の初期位置の方向) とした．
- (b) 結果 : 最適な刺入角度  $\theta$  を探索した際の，探索回数と刺入角度  $\theta$  及び穿刺精度  $IP$  の結果を示す．その際の，横軸は計算回数を，縦軸に算出された刺入角度  $\theta$  及び穿刺精度  $IP$  を表したグラフを Fig.6.15 に示す．
- (c) 考察 : Fig.6.15 を見ると，計算回数が 1 回ではほぼ一定値に収束していることが確認される．また，穿刺精度  $IP$  は約  $0.20[\text{mm}]$ ，刺入角度は約  $109.7[\text{deg}]$  に収束しており，3.4 項にて示した穿刺精度の期待値を最小化する刺入位置に少ない反復回数で収束することが確認された．

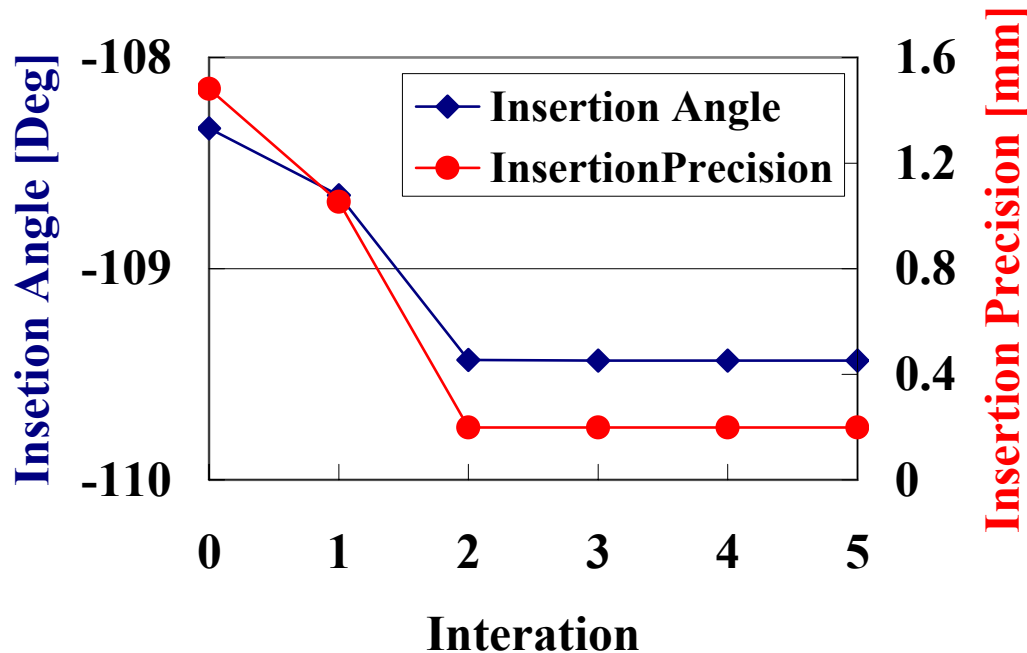


Fig.6.15 Optimization process

### 6.5.4 最適な刺入角度の決定方法

本項では、穿刺精度の期待値  $IP$  を最小にする刺入点  $r$  を求める方法に関して示す。

本研究で臓器のモデル化に用いている有限要素法は、構造物を離散的な点(ノード)の集まりで表し、各ノードにかかる外力から構造物の変形を算出する手法である。そのため、刺入点として考慮できる位置も離散的な値となる。刺入点として考えられるのは、臓器表面にある一部のノードのみであり、ある限定された個数が存在するのみである。そこで、本研究では臓器表面の刺入点として考えられる各ノードにおいて、最適な穿刺角度 $\theta$ 及びその時の穿刺精度の期待値  $IP$  を算出し、その中で最小の穿刺精度の期待値  $IP$  を持つ刺入点を最適な刺入点とする。

6.5.3 項に示した肝臓の表面にある各刺入位置における穿刺精度の期待値  $IP$  を下記の実験にて確認した。

(a) 方法：各刺入位置  $r_i$  において、穿刺精度の 2 乗値  $IP^2$  を最小化する刺入角度  $\theta$  を 6.5.3 項に示した方法を用いて探索した。ただし、各刺入位置に対して、探索を開始する初期刺入角度を目標部位の初期位置の方向と設定した。

(b) 結果：各刺入位置に対して、穿刺精度の期待値を最小化する刺入角度 $\theta$ 及びその時の穿刺精度  $IP$  を Fig.6.16 にて示す。Fig.6.16 の最適な刺入角度 $\theta$ の変化は刺入位置に対応して小さくなっている。また、Fig.6.16 の穿刺精度の期待値を見ると、刺入位置  $r_1$  から  $r_8$  までは、最適な刺入角度 $\theta$ は刺入位置に対応して小さくなっていることが確認される。一方、刺入位置  $r_8$  から  $r_{15}$  までは、最適な刺入角度 $\theta$ は刺入位置に対応して大きくなっていることが確認される。また、参考のため、刺入位置 1,8,15 の際の肝臓モデルの変形を Fig. 6.17, Fig. 6.18, Fig. 6.19 にそれぞれ示す。

(c) 考察：Fig.6.16 の最適な刺入角度 $\theta$ の変化は刺入位置に対応して小さくなっているのは、刺入位置の番号が大きくなるほど（刺入位置が Fig.6.12 にて下及び右になるほど）、Fig.3.6 の刺入位置から見た目標位置の角度が小さくなるためである。

また、Fig.6.16 の穿刺精度を見ると、刺入位置 1 から刺入位置 8 まで、刺入位置の番号が大きくなるほど、穿刺精度の期待値  $IP$  は小さくなっていく。一方、刺入位置 8 から刺入位置 15 においては、刺入位置の番号が大きくなるほど、穿刺精度の期待値  $IP$  が大きくなっていることが確認される。

上記の刺入位置における穿刺精度の結果は以下のように考察される。例え

ば、刺入位置 1 からの穿刺を考えた場合、刺入角度は Fig.6.17 の図にて右下の方向になる．一方、穿刺の際の目標位置は、肝臓の下面に固定端からの影響を受け、刺入角度よりも右上の方向に変位する．つまり、この時には Fig.6.20(a) に示すように、がん細胞の変位軌道と穿刺軌道がなす角が大きい．このような状況の時は、ある切断時点以外の穿刺精度が小さくなるため、穿刺精度の期待値 IP が大きい．

一方、刺入位置 8 からの穿刺を考えた場合、刺入角度は Fig.6.17 の図にて右下の方向であり、目標位置の変位方向はほぼ同様である．つまり、Fig.6.20(b) に示すように、目標位置の変位軌道と刺入角度のなす角が小さい．そのため、針の先端はがん細胞の方向を向いている確率が大きく、切断時点によらず穿刺精度が高くなり穿刺精度の期待値 IP が小さい．

この考察より、穿刺精度を高くするためには、刺入角度と目標位置の変位軌道のなす角を小さくすることが重要であり、本プランニング手法はそのような穿刺軌道を探索してと考えられる．

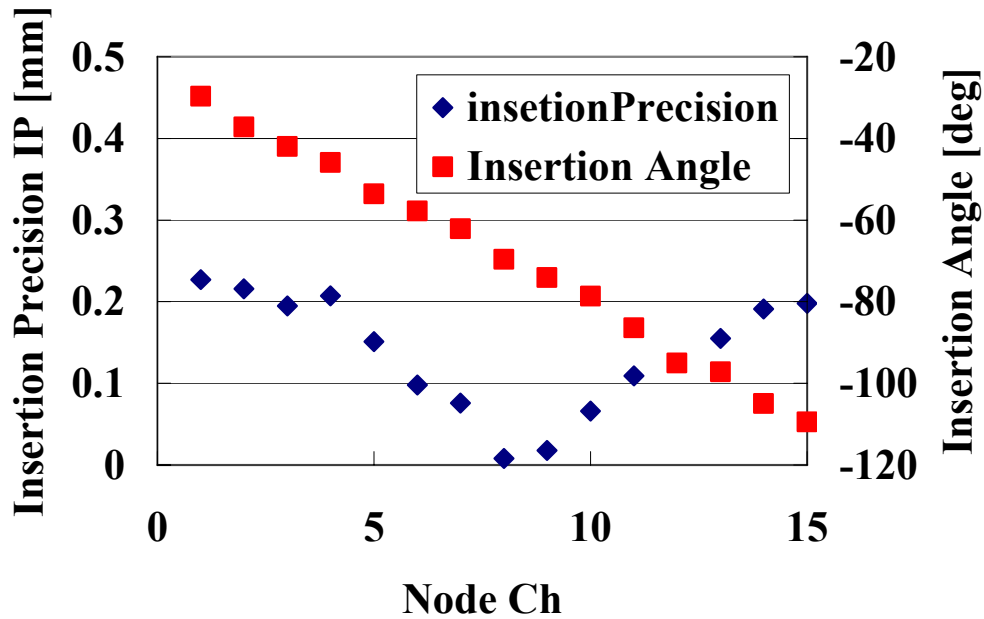


Fig.6.16 Relationship between insertion point and precision

## 6 プランニング法の構築

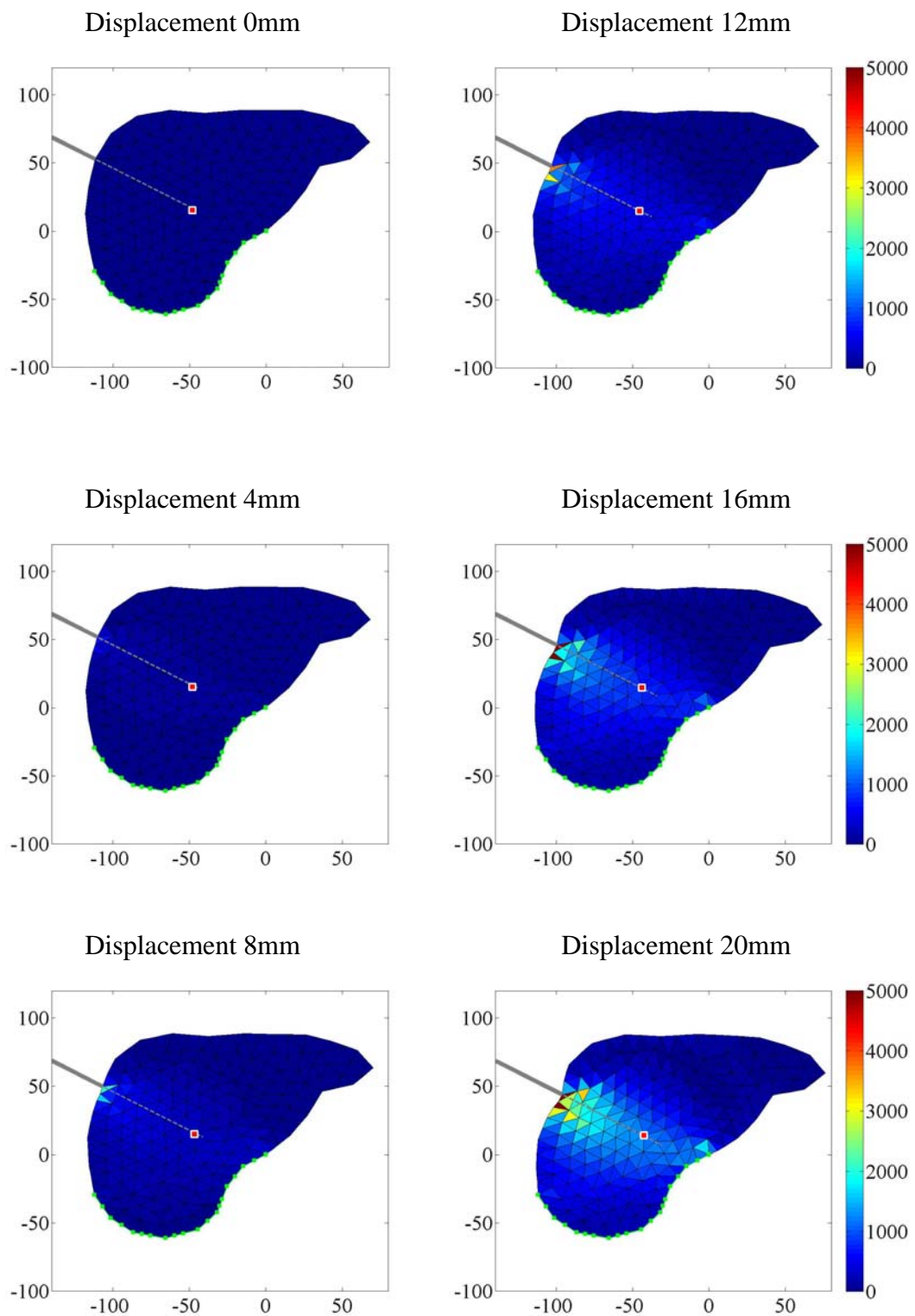


Fig.6.17 Deformation of liver model from insertion position 1



## 6 プランニング法の構築

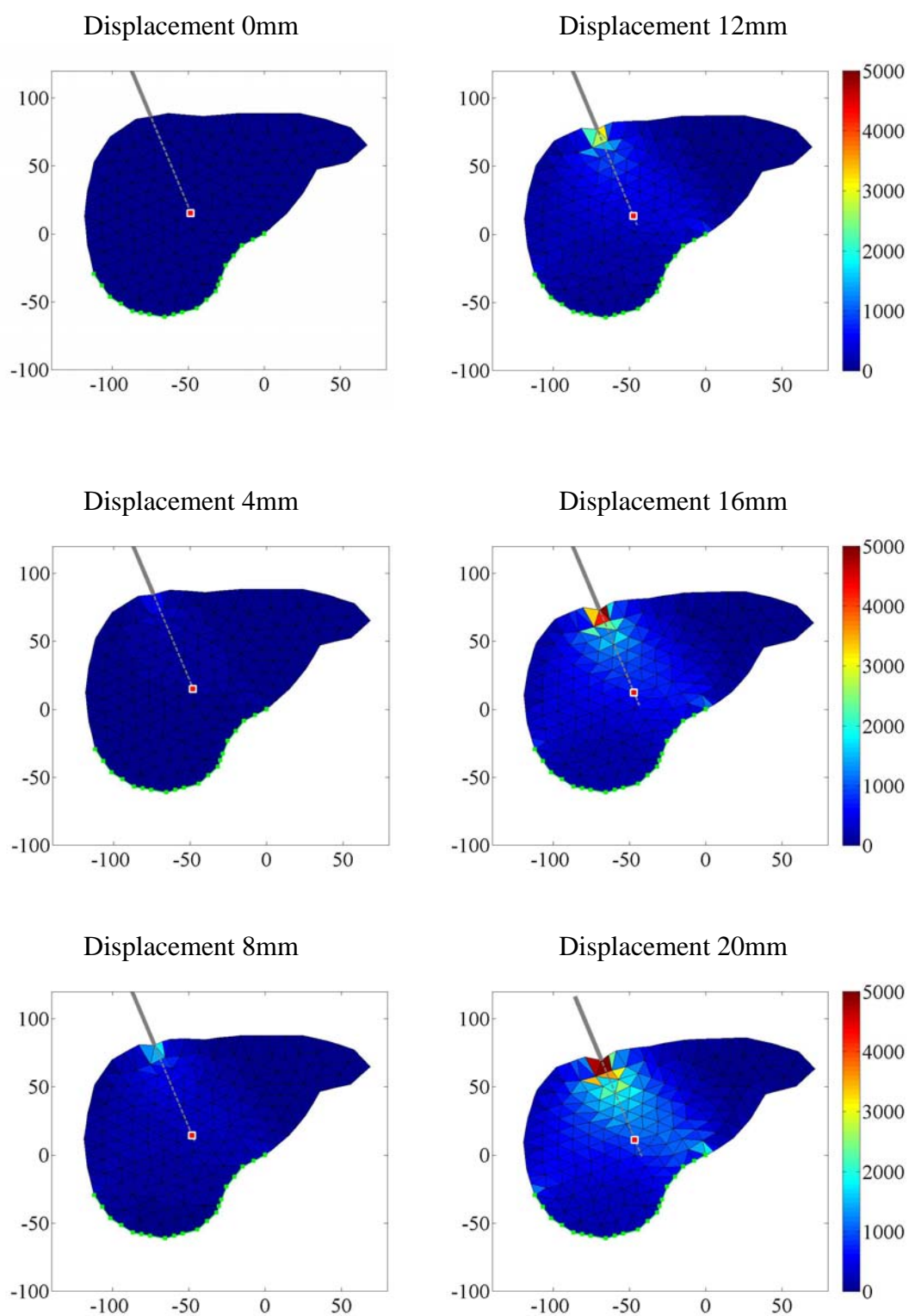


Fig.6.18 Deformation of liver model from insertion position 8

## 6 プランニング法の構築

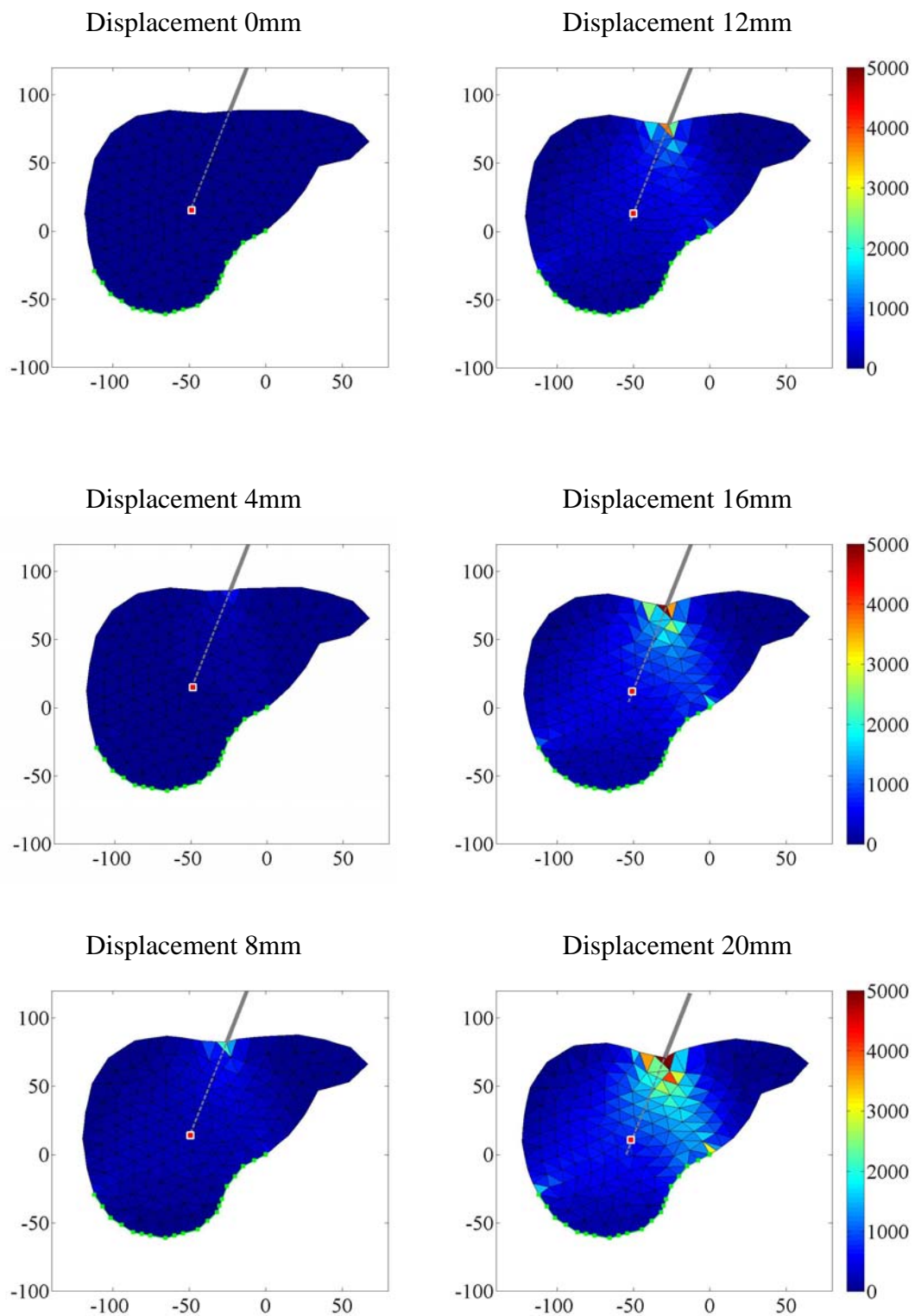


Fig.6.19 Deformation of liver model from insertion position 15

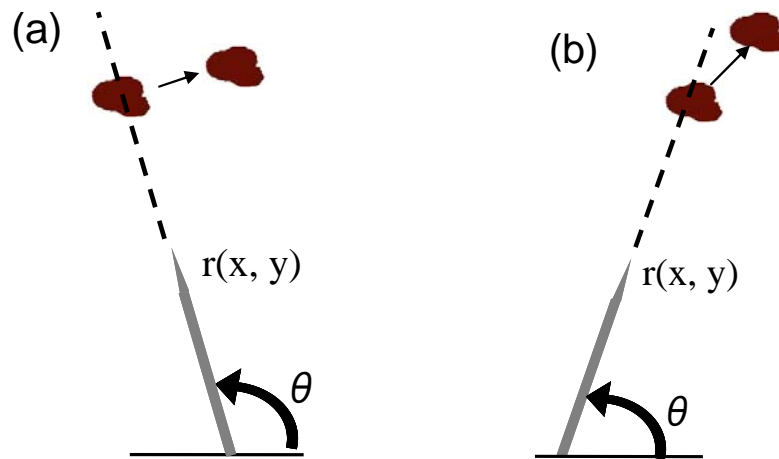


Fig.6.20 Relationship between insertion precision and displacement direction

### 6.5.5 プランニング方法 まとめ

本項では，本章で示したプランニングプロセスに関してまとめる．プロセスを以下に示す．

1. 対象とする肝臓の形状を用いて物理モデルを構築する．
2. ある刺入位置  $r_i$  に対して，穿刺精度の期待値を最小とする刺入角度  $\theta_i$  並びにその時の穿刺精度の期待値  $IP_i$  を算出する．
3. 穿刺可能な刺入位置すべてに対して，プロセス 2 を実施する．
4. 穿刺精度の期待値の最小値  $IP_i$  が，最も小さい値をとる刺入位置  $r_o$  を最適な刺入位置とする．また，その刺入位置における刺精度の期待値を最小とする刺入角度を最適な刺入角度  $\theta_o$  とする．

## 6.6 小括

本章では，5 章で構築した肝臓の物理モデルを用いて，針の最適な刺入位置および刺入角度を決定する穿刺軌道の計画方法を提案した．まず，針の最適な刺入位置及び刺入角度を導出することが，穿刺における手術計画に求められることであることに関して記述した．次に，穿刺における手術計画実施するための技術課題は，臓器変形や臓器内部の応力・ひずみ状態の定量的な値を用いて，穿刺手技の的確さを表す評価関数を構築すること及びその評価関数を最適化する刺入位置・刺入角度を探索する方法であることについて示した．また，穿刺経路の計画の際には，切断が生じる条件を確定的に表すのではなく，確率的な分布を持つとして表すことが精確な穿刺を実現するために重要であることについて記述した．

## 6 プランニング法の構築

そして、切断確率を考慮して算出する穿刺精度の期待値を、穿刺軌道を決定するための評価値として導出した。次に、ある刺入位置において穿刺精度の期待値を最小にする最適な刺入角度を算出する方法をまとめた。すべての刺入位置において、最適な刺入角度およびその時の穿刺精度の期待値を算出し比較することで、最適な刺入位置を決定する方法を示した。

以下、7章にて、提案したプランニング方法の検証を行うための超音波ガイド下穿刺支援マニピュレータに関して示す。また、7章で示したマニピュレータを用いて、本章で提案したプランニング法の検証を8章において行う。

## 第7章 超音波ガイド下

### 穿刺支援マニピュレータの開発

- 7.1 概要
  - 7.2 コンセプト
  - 7.3 フレキシブルラックによる動力伝達
  - 7.4 機構
  - 7.5 レジストレーション方法及び精度検証
  - 7.6 小括
- 

#### 7.1 概要

6章では、5章までで構築した肝臓の物理モデルを用いたプランニング法を提案した。本章では、提案したプランニング方法の検証を行うために試作した超音波ガイド下穿刺支援マニピュレータに関して示す。本章で示したマニピュレータを用いて、提案したプランニング法の検証を8章において行う。

穿刺支援ロボットシステムとして研究開発されているシステムの中で、モダリティ別に挙げると、X線CT、MRI、超音波診断装置に分類される。以下にそれぞれに関して示す。

- (a) **X線CT**： Fichtinger, Masamune らは術中CT画像による前立腺生検ロボットを開発している<sup>[7-1][7-2]</sup>。他にCTガントリ内部<sup>[7-3]</sup>または、C-armを利用したX線透視誘導下<sup>[7-4][7-5]</sup>で用いるために最適化されていたロボットシステムが開発されている。
- (b) **MRI**： 正宗らは前立腺を対象としたMR環境下で対応可能とするため、画像に影響を与えない材質(ポリエステル, PEEK, MC ナイロン)を使用した6自由度を有する針挿入マニピュレータを開発している<sup>[7-6]</sup>。また、岸らは肝臓を対象とし、蛇管ワイヤを使用したアクティブ2自由度、パッシブ2自由度の計4自由度の穿刺針保持マニピュレータをMR環境下で適応するための情報統合システムを開発している<sup>[7-7]</sup>。
- (c) **超音波診断装置**： 洪らは超音波画像を用いて臓器の呼吸性の移動等を考慮した臓器運動補償可能な穿刺ロボットを開発している<sup>[7-8]</sup>。提案している超音波誘導型穿刺マニピュレータは超音波プローブと穿刺駆動部が一体化されて

## 7 超音波ガイド下穿刺マニピュレータの開発

おり、本装置は針の穿刺角度と、針の先端とターゲットまでの距離とを調節して穿刺経路を決める 2 自由度を有している。また、Terayama らは従来から存在する直線針ではなく、直線針と曲がり部を持った針とを組み合わせた曲がり多重チューブデバイスを開発し、曲がり部を持った内針を押し出すことで実質臓器内でも穿刺し直すことなく針の進行方向を変えることが可能であると報告している<sup>[7-9]</sup>。正宗らは超音波画像にアーチファクトが生じ、超音波画像による腫瘍位置の把握ができない場合の穿刺を支援するためのナビゲーションシステムの構築を研究目標とし、ナビゲーションシステムおよびアシストロボットの開発を行っている<sup>[7-10]</sup>。さらに本研究で対象としている肝臓の穿刺支援ロボットシステムとしては、小原らは垂直磁場型 Open MRI に対応する 5 節リンク機構とジンバル機構を用いたロボットを開発している<sup>[7-11]</sup>。また、Bactor らは 3 次元超音波画像を用いて RFA を行うときに受動のメカニカル・アームに支持された超音波プローブのトラッキングを組み合わせたコンピュータ支援 RFA システムの開発を行っている<sup>[7-12]</sup>。

本研究では、アクチュエータを外部に設置しフレキシブルラックにて動力伝達する方法を用いることにより機構の小型化を実現した。超音波診断装置と一体化し、超音波診断装置の画像から臓器内部の変形を測定可能であり、また、針の根元に力センサを搭載しており、針にかかる力を測定することができる。これらの構成により、穿刺を行なう際に重要な術中の情報を得られるマニピュレータとなっている。また、本マニピュレータは 3 自由度を有しており、超音波画像上において 1mm 以下の精度で針の先端の位置決めが可能である。以下に、詳細を示す。

## 7.2 コンセプト

### 7.2.1 使用方法

本研究では、手術ロボットの自律的な動作による定量的な治療を実現することを目的としている。本章では、そのプロトタイプの開発について述べる。穿刺治療を実施する際には、大きく分けると、

- 1) 画像診断装置のセット及び目標組織の設定：画像診断機器で目標とする組織を探索し、その形状・位置を特定する。
- 2) 針の動作： 目標と設定された位置に針を刺入する。

という 2 つのプロセスからなる。1) の自律化を行うためには、目標組織の画像のデータベースの構築理及び視覚に関する知的な情報処理が必要となる。例えば、佐藤らはナビゲーションへの応用を目指して、医療画像のセグメンテーション

## 7 超音波ガイド下穿刺マニピュレータの開発

に関する研究を行なっている<sup>[7-13][7-14]</sup>。これらの研究は医療用画像処理の分野で現在活発な研究がなされており、本研究が目的とする手術ロボットシステムの実現のためには非常に重要な技術となる。しかしながら、これらは非常に高度な技術であり、また、本論文で対象とする臓器の物理モデルを規範としたロボットの動作決定法の構築という目的からはずれる。

そこで、本プロトタイプは上記 1), 2)のうち、2)針の動作の実現を目的としたプロトタイプとし、1)画像診断装置のセット及び目標組織の設定は医師に任せる構成とする。提案する穿刺治療システムの動作手順を下記に示す。

- (I) 医師が超音波プローブを走査してターゲットを探し、その位置にプローブを固定する。
- (II) 超音波画像上のターゲットの位置から医師が穿刺針の位置と穿刺角度を決定する。
- (III) 決定された穿刺位置と穿刺角度となるようマニピュレータを制御し、ターゲットに向かって穿刺針を挿入する。

### 7.2.2 画像診断装置

本マニピュレータでは、画像診断装置として、リアルタイム性に優れ、検査による苦痛や放射線被曝がない超音波診断装置を用いる。超音波診断装置は大学病院だけではなく、一般病院、診療所においても広く普及しており、MRI や X線 CT と比較して検査機器が移動可能でベッドサイドで利用できる等の利点が多い。本研究にて使用した超音波診断装置は、Fig. 7.1 に示す東芝メディカルシステムズ株式会社製 Nemio 35 SSA-550A である。また、本超音波診断装置の代表的な諸元を Table 7.1 に示す。



Fig. 7.1 Ultrasound Equipment for needle insertion manipulator

## 7 超音波ガイド下穿刺マニピュレータの開発

Table 7.1 Specification of Ultrasound Equipment

走査方式	セクタ式電子走査, コンベックス式電子走査, リニア式電子走査, オブリーク式電子走査
モード	B, M, PWD, CWD, CDI
周波数切換	最大 5 周波
視野深度	2~24cm
画像表示	パンズーム(リアルタイム/フリーズ), 上下・左右反転, オートフォーカス可能
モニタ	15 インチ VGA モニタ
電源	AC100±10%, 50/60Hz
外形寸法	約 480(W)×1390(H)×790(D)mm
質量	約 125kg

### 7.2.3 要求仕様

7.2.1 項に示したコンセプトを有する穿刺支援マニピュレータに求められる主な要求仕様を以下に述べ、各項目を詳説する。

#### (a) 小型であること

- (a1) 医師が位置決め時に手で保持可能な大きさ：本穿刺支援マニピュレータでは、7.2 節で述べたように、はじめに医師が超音波プローブを保持してターゲットを探索しその位置に超音波プローブをセットする。そのため、医師の動作に違和感を与えず、従来と同様の操作感でターゲットへの走査が可能なようにマニピュレータを設計するよう留意する必要がある。
- (a2) 手術空間を占有しないこと：治療を行う際には、術者が患者にアクセスし治療の補助を行う。そのため、マニピュレータは手術空間を占有しないよう小型であることが要求される。

アクチュエータがマニピュレータ本体に設置されている場合、マニピュレータが大型になり、手術空間を占有したり、走査の際に干渉したりするという問題が考えられる。そのため、7.2.1 項に示したコンセプトを実現するに当たり、空間に余裕がある場所にアクチュエータを設置し、動力を伝達する方法が有用である。また、実際の手術環境では血液等がアクチュエータに付着する恐れがあるため、耐水性があり、かつ水分が付着しても機械的に損傷する可能性が低いことが利点である。さらに、医療用のマニピュレータにおいて、アクチュエータを一般の産業用マニピュレータのように各関節に設ける



ことは、患者の腹部真上に電氣的なモータを設置することになる．このことは安全性の面から好ましくない．したがって穿刺支援マニピュレータに限らず、このように駆動部を患者から離れた位置に設置することは有用であると考えられる．これらの理由から、本マニピュレータの動力伝達要素として、7.3 節で後述するフレキシブルラックの駆動力伝達を用いる．

- (b) 高精度な位置決めが可能であること：**本研究で用いる超音波診断装置において、現在のところ、画像の精度は約 1[mm]程度である言われている．本研究では高精度な位置決めを目指し、超音波上において、画像の精度を超える精度でマニピュレータが位置決め可能なように 1.0[mm]以下の精度を要求仕様とする．

マニピュレータシステムに求められる機能は、超音波画像上の指定した点に精確に針を到達させることである．そのため、穿刺支援ロボットシステム全体の精度は、マニピュレータ本体の精度とレジストレーションの精度の双方が要求される．

マニピュレータの精度を向上させるために、7.2.1 項に示すように動力伝達を行なった先でも高精度位置決め可能なフレキシブルラックを用いた駆動伝達方法を提案した．また、レジストレーションの精度を向上させるための方法として、マニピュレータと超音波プローブの位置関係を固定し、一体型のシステムとした．このような構成とすることで、レジストレーション時における 3 次元位置計測装置を使用による精度の低下を防ぐことが可能であるため、レジストレーション誤差が小さくなると考えられる．また、レジストレーションする際に他の装置を必要としないため、全体として簡略なシステムとすることが可能となり、高精度を確保しながら大型な装置を必要とせずにベッドサイドで簡易に精確な穿刺を実現することが可能となる．

### 7.3 フレキシブルラックによる駆動力伝達

#### 7.3.1 フレキシブルラック

開発したマニピュレータの駆動伝達要素として、フレキシブルラックを用いた(Fig. 7.2)．フレキシブルラックは軟質材料を用いて製作したラックであり、硬く直線的な形状のみしかとれない金属製のラックとは異なり、任意の形状に曲げての使用が可能である．フレキシブルラックは任意の形状に曲げての使用が可能であるため、任意の伝達経路で動力を伝達することが可能である<sup>[7-15] - [7-18]</sup>．ラックの形状にすることによって、ピニオンによってラックを押し引きするこ

と・ラックによってピニオンを回転させることができる．なお，フレキシブルラックは，ラックのたわみやラックが他の部材に絡む事を防ぐため，ガイドチューブの中に通し駆動する(Fig.7.2).

### 7.3.2 ロストモーション対策

フレキシブルラックによる動力伝達では，動力を伝達する経路を任意にとれる．一方，ラックやラックガイドにたわみや座屈等の変形が生じ経路長が変化する．経路長が変化すると入力側の動作距離  $L_i$  に対して出力側の動作距離  $L_o$  にロストモーションが生じる．高精度な位置決めを実現するためには，生じるロストモーションに対応する方法が必要である．以下に，ロストモーションに対応する方法について示す．

- (a) **出力側における位置情報のセンシング**：伝達部におけるロストモーションが存在する場合，入力側の位置情報のみで出力側を高精度に位置決めすることは困難である．高精度の位置決めを行うためには，出力側の位置情報をフィードバックし出力側も含めてクローズドな制御系を構築する必要がある．出力側における位置情報のセンシングできるセンサをつけることによって，ロストモーションに対応し高精度な位置制御が可能となる．
- (b) **出力側での減速**：伝達部にロストモーションが生じている場合，出力側で減速を行うことが有効である．減速比が大きい減速機構を出力側につけることにより，駆動伝達部で生じたロストモーションも減速されロストモーションの影響を小さくすることが可能となる．
- (c) **バックドライバビリティを低くすること**：治療中，針は穿刺した臓器から反力を受ける．バックドライバビリティが高い場合，針に作用する力によってフレキシブルラック伝達部におけるロストモーションが生じ制御性が悪化する．そのため，バックドライバビリティが低くなるような設計を行い，ロボットにかかる力がフレキシブルラック伝達部のロストモーションに影響を与えない構造にすることが好ましい．



Fig. 7.2 Flexible rack and guide tube

フレキシブルラックによる動力伝達を行う際には、ロストモーションを生じるが、(a), (b), (c)に示した考慮を行って設計することにより、高精度な位置制御が可能になる。

### 7.3.3 駆動系の構成

7.3.2 項において示した(a), (b), (c)の考察により，出力側の位置情報をセンシングするためのエンコーダとバックドライバビリティが低く減速比が高いボールねじを使用して，フレキシブルラックを用いた駆動系を構築した．フレキシブルラックを用いた駆動伝達方法の概念図を Fig. 7.3 に示す．フレキシブルラックによる駆動伝達方法を以下に示す．

- (a) 入力側：アクチュエータによってピニオン（ピニオン 1）を回転させ，フレキシブルラックを押し出す．
- (b) 出力側：入力側によって押し出されたフレキシブルラックが出力側のピニオン（ピニオン 2）を回転させる．ピニオンにはボールねじのシャフト部が固定されており，ピニオンが回転することによって，ボールねじのフランジ部が直動する．また，シャフトの回転角度を測定するエンコーダを取り付けることにより，フランジ部の直動距離をセンシングすることが可能である．

このような構成をとることによって，ロストモーションを有する動力伝達機構を用いても高精度な位置決めを実現できる．

### 7.3.4 精度検証

7.3.3 項に示した駆動方法のフレキシブルラック駆動のモデル化，制御方法，精度検証の結果を Appendix.7.A に示す．Appendix.7.A では，フレキシブルラック駆動のモデルとして，1 次遅れ系とバックラッシュ項の組み合わせで表現した．次に，その制御方法として，微分先行型 PD 制御を提案し，シミュレーション及び実機を用いた試験により，その有効性を確認した．それらの検証の結果，フレキシブルラックを用いた動力伝達系にて，20[ $\mu\text{m}$ ]以内の位置決め精度を実現することが可能であることを確認した．

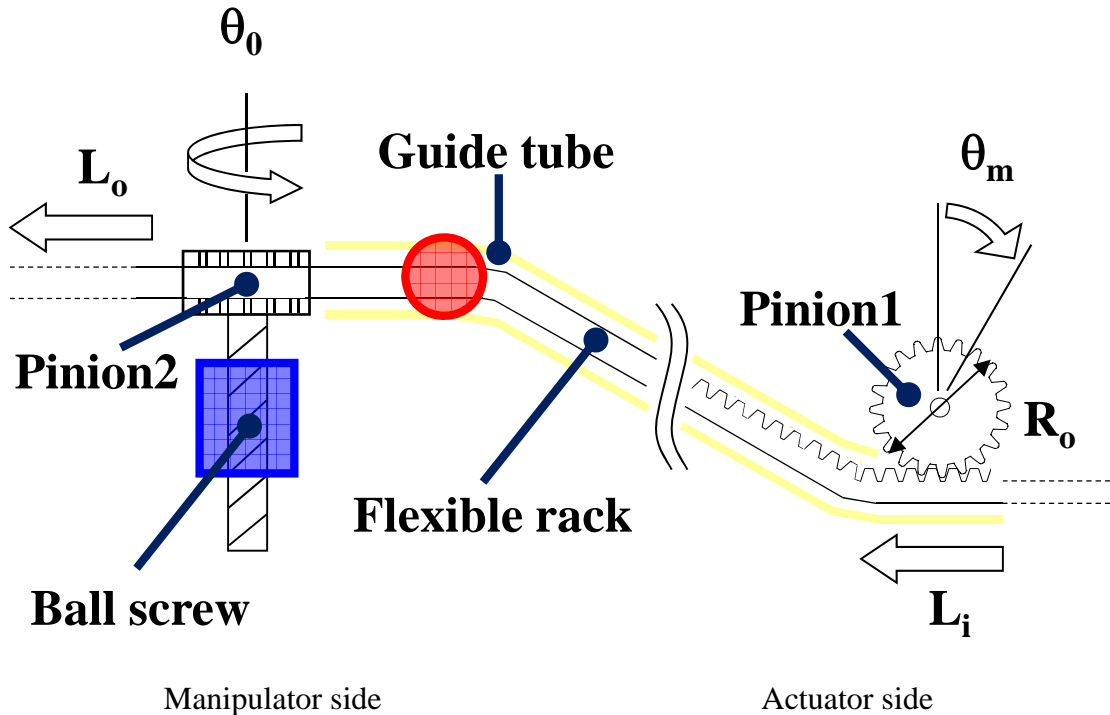


Fig. 7.3 Mechanism of flexible rack drive

## 7.4 機構

### 7.4.1 自由度構成

一般に超音波画像を用いてターゲットへの穿刺を行うために、必要な自由度は穿刺角度の決定のための1自由度及び穿刺針を挿入するための1自由度の計2自由度である。先行研究においても、計2自由度で構成された超音波ガイド下穿刺マニピュレータが開発されている<sup>[7-8]</sup>。

しかしながら、本研究で提案する穿刺マニピュレータは超音波プローブを一体型となっているため Fig. 7.4(a)に示すように上記2自由度だけでは、超音波プローブに対して任意の穿刺位置を決定することが困難となる。穿刺位置の設定は穿刺してはならない部位を避けるために必要な要素であり、穿刺経路(アプローチパス)の選択性を拡大するためには超音波プローブの撮像断面に対して水平方向の自由度が要求される。以上より、Fig. 7.4(b)に示すように穿刺してはならない部位を回避した穿刺を実現するにあたり、撮像断面上に3自由度を有するマニピュレータを開発する。

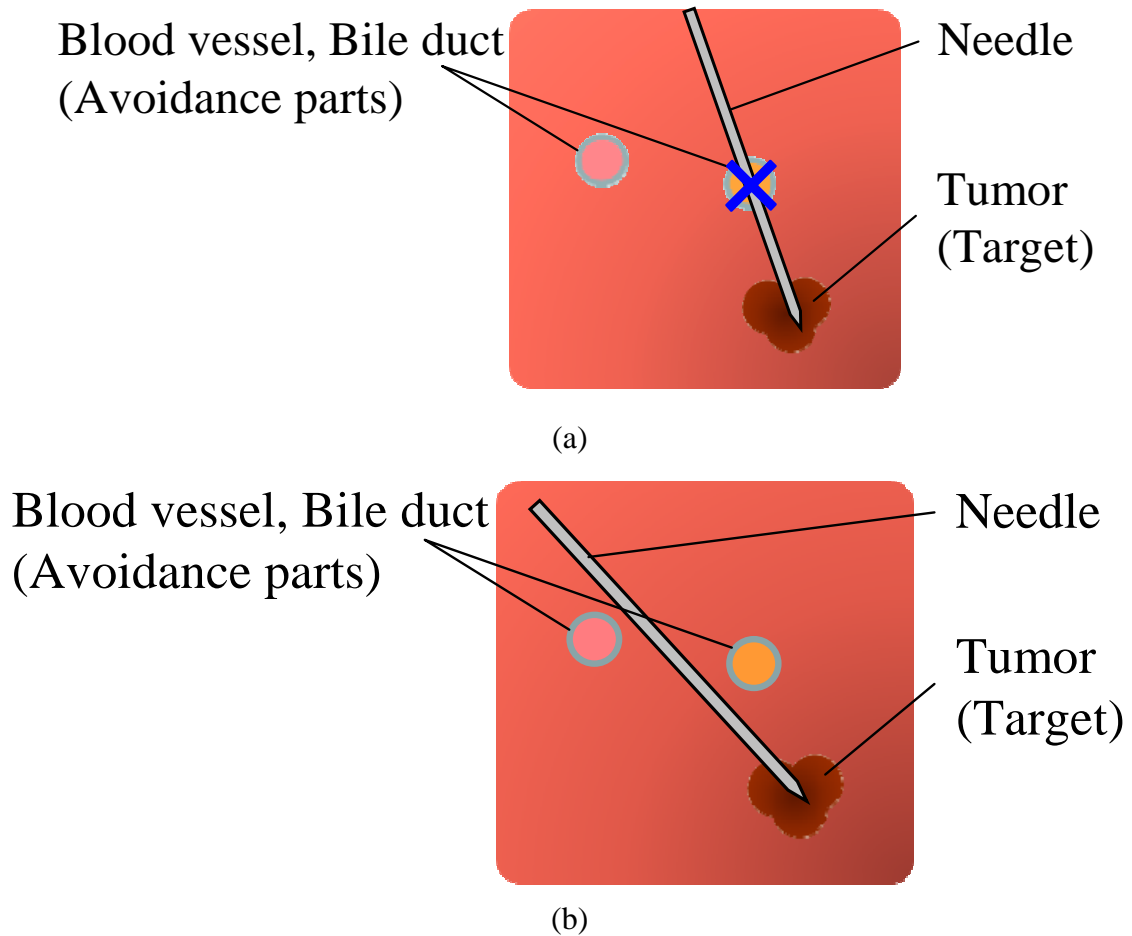


Fig. 7.4 Avoidance of blood vessel

#### 7.4.2 マニピュレータの構造

7.3節にてマニピュレータの動力伝達方法にフレキシブルラックを用いることについて述べ、高精度に位置決め可能な駆動系に関して示した。7.3節にて示した駆動系は、ボールねじを利用した直線運動を実現する機構となっている。ボールねじによる直線運動を用いることで精度を高くできるため、この直線運動を活かした上で7.4.1項にて示すような撮像断面上3自由度を有する機構を開発する。マニピュレータの機構概略をFig. 7.5に示す。また、Fig. 7.6にその模式図を示す。本マニピュレータが持つ撮像断面3自由度の機構を、a)姿勢決めの自由度、b)位置決めの自由度、c)針の挿入の自由度に分け、以下に示す。

- (a) 姿勢決めの自由度：スライダ・クランク機構を用いて、ボールねじによる直線運動を回転運動に変換することによって、刺入角度を設定する。Fig.7.5の直動(I)に接続された先端の回転軸(A)とスライダ・クランク機構の先端部(B)の回転軸が一致するよう配置させている。そのため、Fig. 7.5の直動(I)を固定

し、直動(II)のみを使用し駆動することによって、穿刺針の姿勢決めを設定することが可能である。

- (b) **位置決めの自由度** : Fig. 7.5 の直動(I)及び(II)を使用し駆動する。直動(I)と(II)の駆動距離を等しく制御することによって、水平方向の位置決めを実現する。
- (c) **針の挿入の自由度** : Fig. 7.5 の直動(III)に針を取り付けることによって、針の軸方向の動作を実現している。

直動(I)の機構と直動(II)の機構を平行に設置することで、小さな構造で穿刺位置と角度を決定できる機構となっていることが本マニピュレータの特徴である。

ここで、Fig. 7.6 に示すように直動(I)を含む機構を位置決めユニット、直動(II)を含む機構を姿勢決めユニット、直動(III)を含む機構を穿刺針挿入ユニットとする。

## 7 超音波ガイド下穿刺マニピュレータの開発

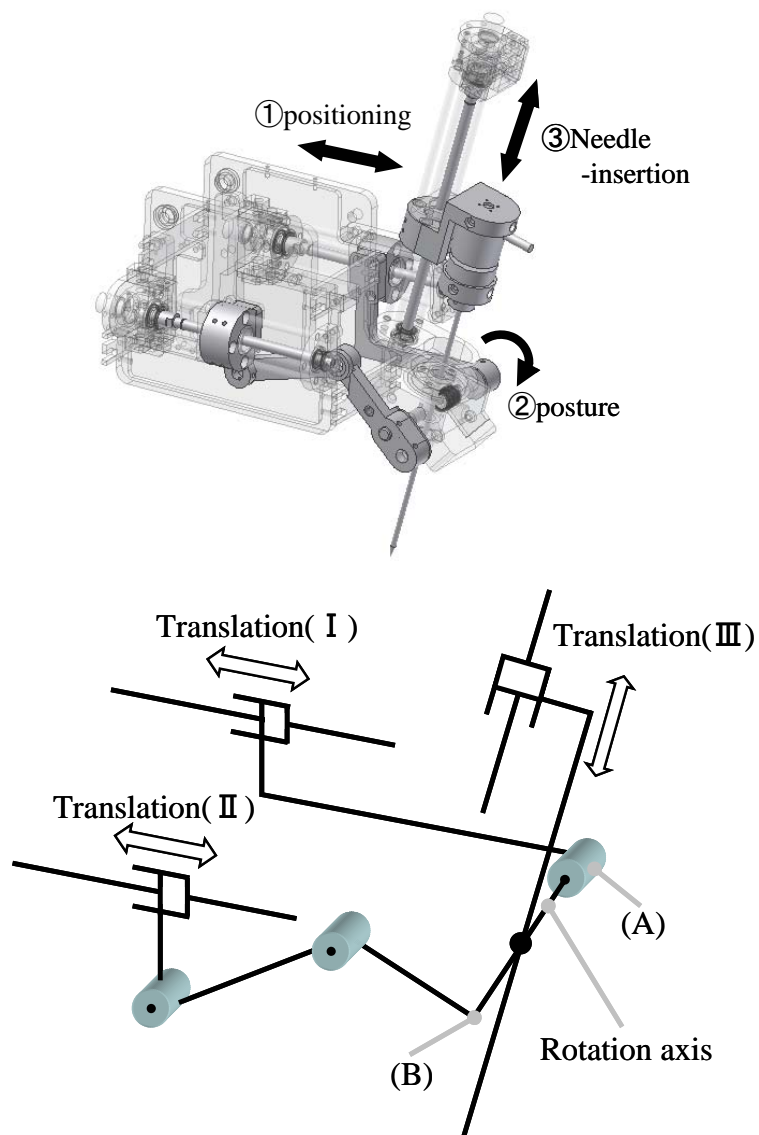


Fig.7.5 Mechanism of manipulator

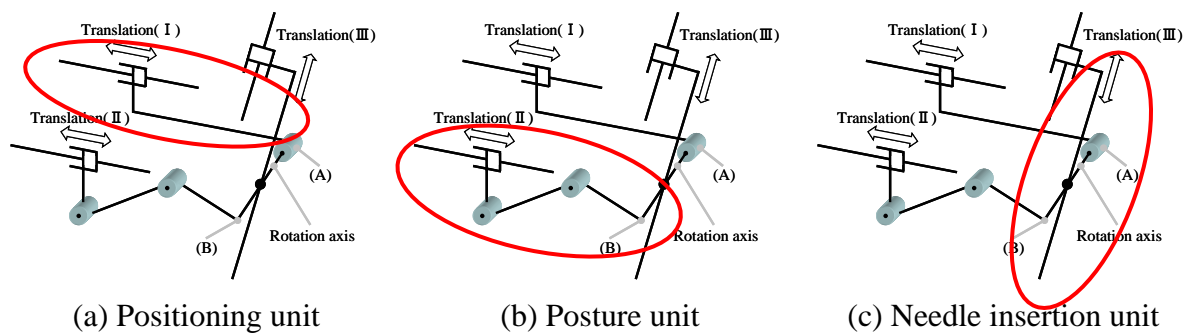


Fig.7.6 Mechanism of manipulator

## 7 超音波ガイド下穿刺マニピュレータの開発

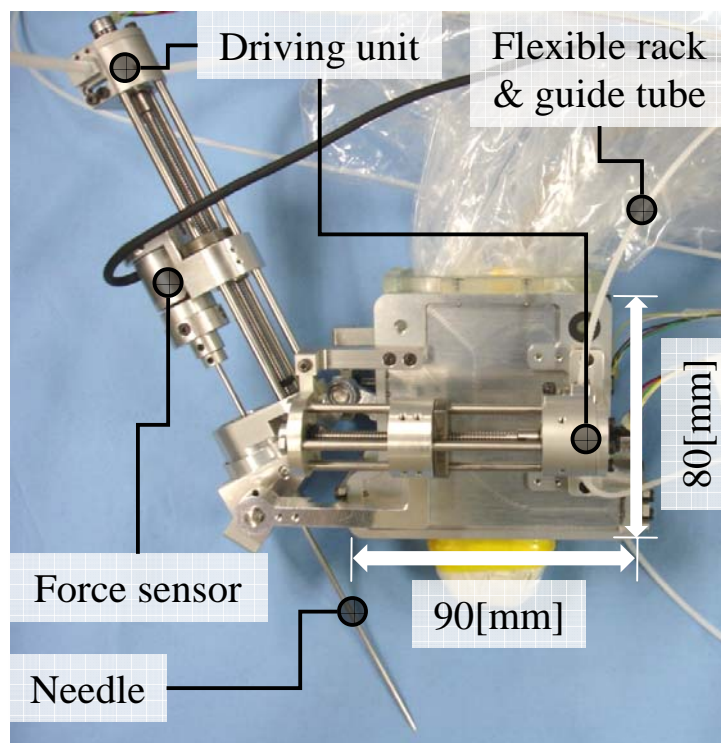


Fig.7.7 Overview of manipulator of translation side

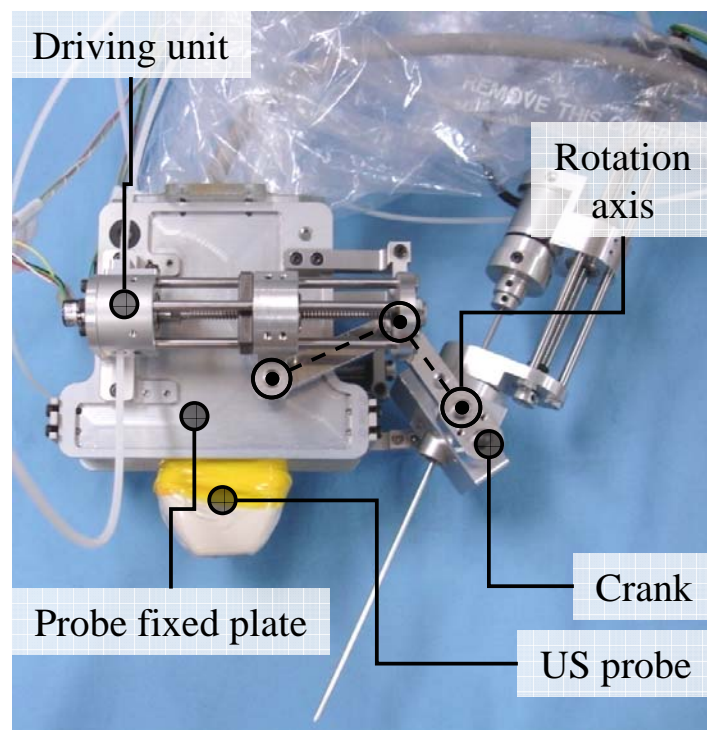


Fig.7.8 Overview of manipulator of slide-crank side



### 7.4.3 マニピュレータの諸元

Fig. 7.7, Fig. 7.8 に開発したマニピュレータの外観を示す. Fig. 7.7 は直動(I)側から見たマニピュレータの概観, Fig. 7.8 はクランク及び直動(II)側から見たマニピュレータの概観を表している. 以下, a)-c)にて開発したマニピュレータの諸元を示す. また, マニピュレータの運動学及び逆運動学を Appendix 7.B に示す.

(a) **プローブ保持部の大きさ:** 本マニピュレータのプローブ保持部の大きさは, 7.2 節(a)で述べたように, 従来の超音波プローブの操作感を保ちながら医師がターゲットを走査できるよう, ハンディサイズとした. また, 小型なセクタ型から大型なコンベックス型プローブ(大きさ:  $110 \times 90 \times 30[\text{mm}]$ )までの各種大きさの超音波プローブに対応し, 保持できる機構とするため, プローブを保持するプレートの大きさと幅を  $80 \times 90 \times 44[\text{mm}]$  とした.

(b) **可動範囲:** 本マニピュレータは, 超音波プローブの撮像断面上でのターゲットの位置に対して穿刺針の角度を設定するための「①姿勢決め」, 撮像断面に対して水平方向の穿刺針位置を設定するための「②位置決め」, 穿刺針の位置・角度を決定した後にターゲットに対して針を挿入するための「③針の挿入」の撮像断面 3 自由度を有している.

各自由度の可動範囲は, ターゲットが体内浅部あるいは深部に存在する場合の双方に対応可能とする必要がある. 特に, 本マニピュレータは肝臓の腫瘍等をターゲットとしているため, ヒトの肝臓は厚さ  $60[\text{mm}]$  程度であることから, 刺入角度は, ターゲット位置により  $45[\text{deg}]$  から  $75[\text{deg}]$  程度の範囲が必要となる. また, ブタを用いた本マニピュレータの *in vivo* 評価試験を行うにあたり, ブタ肝臓の厚さが  $20[\text{mm}]$  程度となるため, 上記の角度に加えて浅い位置での穿刺が必要となる. 以上を考慮した結果, Fig.7.9- Fig.7.11 に示すように①姿勢決め: 体表面を  $0[\text{deg}]$  として, 仰角  $45[\text{deg}]$ ,  $60[\text{deg}]$ ,  $75[\text{deg}]$  を中心とする最大  $\pm 30[\text{deg}]$ , ②位置決め:  $40[\text{mm}]$ , ③針の挿入:  $80[\text{mm}]$  となるように各設計諸元を設定した. マニピュレータの座標系を Fig.7.12, Table 7.2 に示す.

(c) **力センサの定格:** 針にかかる力を測定するため, 針とマニピュレータが接触する箇所には 6 軸力覚センサを搭載している. 6 軸力覚センサの定格荷重は, 先行研究によりブタ肝臓に穿刺を行ったときの穿刺反力が約  $3[\text{N}]$  であるため, これを十分に満たす必要がある. 下記に本マニピュレータに搭載した 6 軸力覚センサの諸元を Table 7.3 に示す.

## 7 超音波ガイド下穿刺マニピュレータの開発

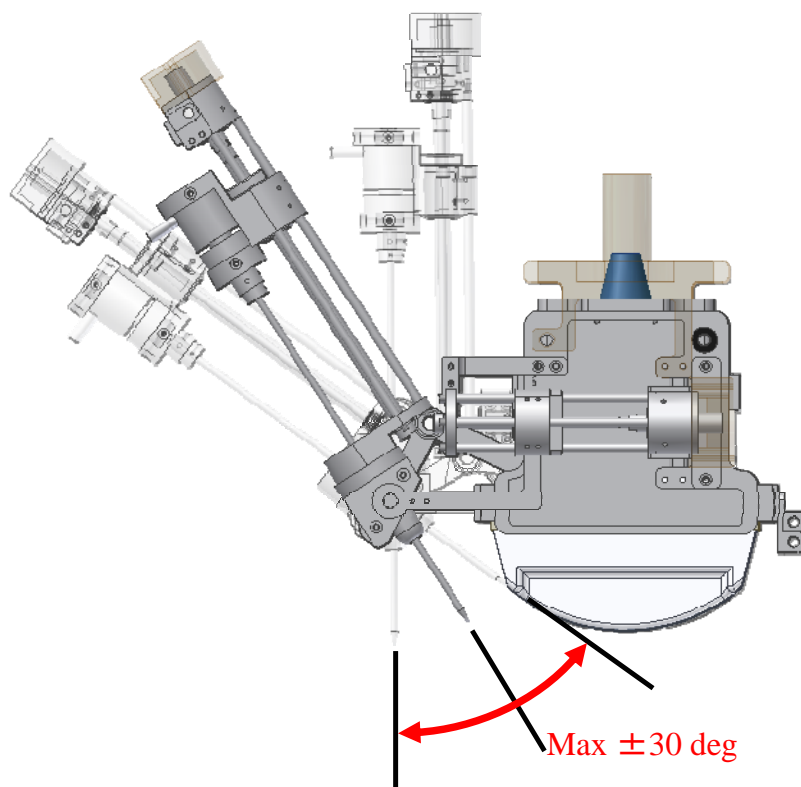


Fig. 7.9 Range of motion at Posture D.O.F

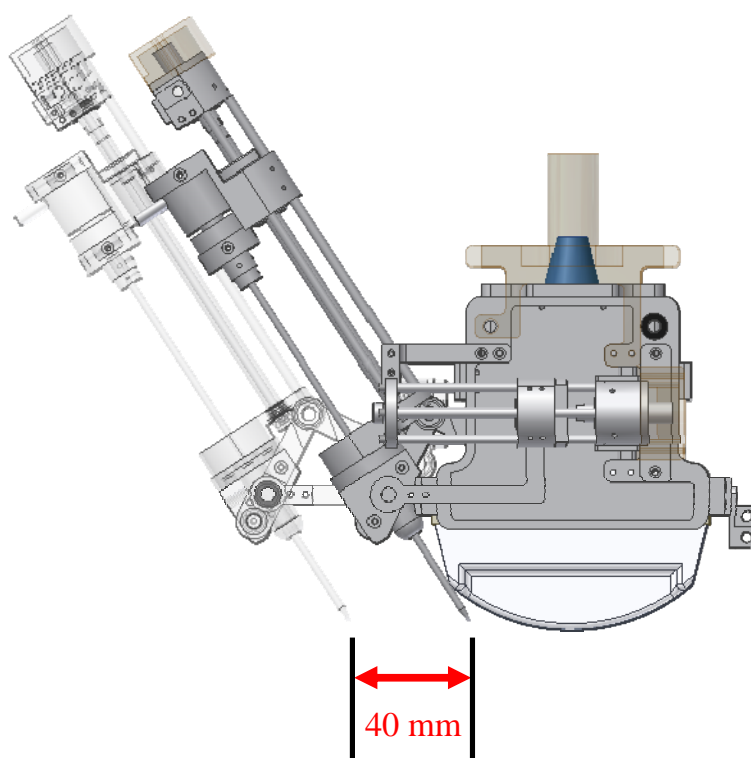


Fig. 7.10 Range of motion at Positioning D.O.F

124

## 7 超音波ガイド下穿刺マニピュレータの開発

Table 7.2 Parameter of needle insertion manipulator

記号	定義
O	座標原点
X	X軸
Y	Y軸
L <sub>1</sub>	直動(Ⅰ)の変位
L <sub>2</sub>	直動(Ⅱ)の変位
L <sub>3</sub>	直動(Ⅲ)の変位
ψ	刺入角度
S	直動(Ⅰ)及び直動(Ⅱ)の左端
M	左端(S)から20[mm]の位置

Table 7.3 Force sensor specification

型番	NANO 1.2/1	
定格荷重 (kgf)	力(kgf)	1.2
	トルク(kgf-cm)	1.0
精 度	1.5%以下	
分解能	Fx,Fy(gf)	0.8
	Fz(gf)	2.5
	Tx,Ty(gf-cm)	0.5
	Tz(gf-cm)	0.7
データ出力信号	アナログ 6ch±5V 差動出力	
電 源	AC100V±10%(50/60Hz)	

## 7.5 レジストレーション方法及び精度検証

### 7.5.1 レジストレーション方法

本項では、開発した穿刺マニピュレータの座標系と超音波画像の座標系を合わせるレジストレーションに関して示す。超音波画像座標系からマニピュレータ座標系に変換するためには、式(7-1)に示す式を用いる。

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} X_c \\ Y_c \end{pmatrix} \quad (7-1)$$

ここで、X,Y はマニピュレータの座標系での針先端の位置、x,y は超音波座標系

## 7 超音波ガイド下穿刺マニピュレータの開発

での針先端の位置をそれぞれ表している。

式(7-1)に示す  $X_c, Y_c, \theta$  を特定することがレジストレーションにおいて必要とされる。レジストレーション手順を下記 I)-V) に示す。Fig.7.13 に設定手順を模式化した図を示す。

- I) マニピュレータの初期位置に設定
- II) 穿刺位置，角度を変更
- III) 超音波画像上の位置を，画像上に示すマーカを使用して測定
- IV) II) 及び III) のプロセスを 5 回繰り返す
- V) 集まったデータから非線形最小二乗法にて位置を算出し設定

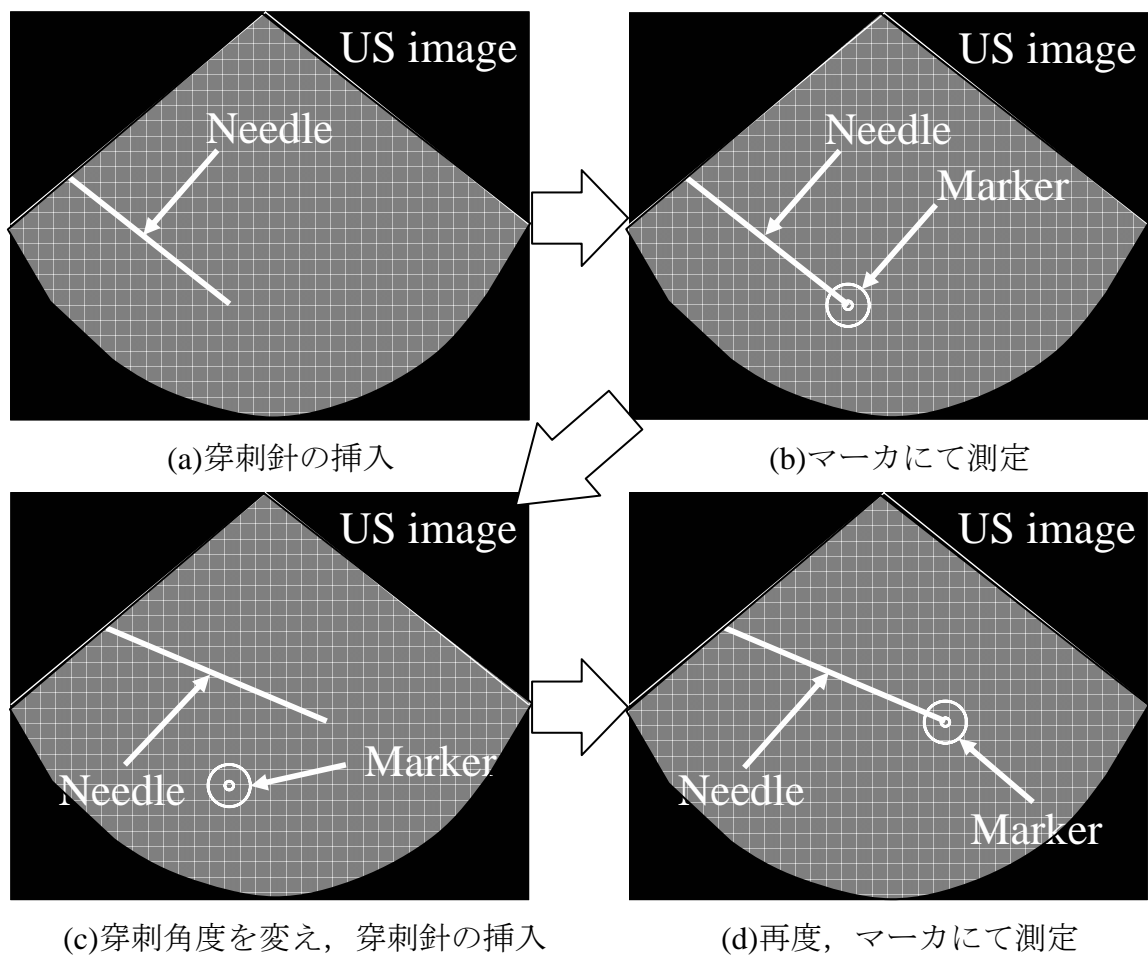


Fig. 7.13 Registration process

### 7.5.2 試験方法及び試験結果

7.5.1 項で述べたレジストレーションの方法を用いて、穿刺マニピュレータの針先端位置決め精度の検証を行った。

- (a) **試験条件：**本精度検証試験での、試験条件を下記に述べる。Fig. 7.14 に示すように水槽に水を張り、水中に含まれている気泡等が十分に落ち着いてからレジストレーションを開始する。使用した超音波診断装置は、東芝メディカルシステムズ株式会社製 Nemio 35 SSA-550A である。超音波プローブは電子セクタ型 5[MHz](使用周波数：6.0[MHz])、走査深度は 7[cm]である。超音波画像を処理するために画像処理ボード IP7000 を使用し、そのときの 1[pixel] 単位の距離は 0.230[mm/pixel]であった。
- (b) **試験結果：**レジストレーションを行い、式(7-1)に示す  $X_c, Y_c, \theta$  を特定した。超音波画像から得られた針先端の座標とマニピュレータのエンコーダの値から算出した針先端の座標を比較し、それをマニピュレータの精度として評価する。試験結果を Table 7.4 に示す。Table 7.4 では、試験で行った 5 回のデータの中の最大誤差と 5 回の平均の誤差を表している。

試験結果より、本穿刺支援ロボットシステム全体としての針先端位置決め精度は、要求仕様で掲げた 1.0[mm]以内の誤差であり、十分な精度を確保できたと考えられる。

### 7.5.3 考察

レジストレーションにおいて誤差が生じる要因として考えられる点として下記の 3 点が挙げられる。

- (a) **マニピュレータを初期位置に設定するための計測による影響：**マニピュレータの組み立て後、マニピュレータを初期位置に設定するために、ノギスにて計測を行っている。このときに、計測誤差が発生すると考えられる。
- (b) **穿刺針のアーチファクトによる影響：**レジストレーションを行うときに、7.9.2 項(c)で示したように針先端をマーカにて指定する。このとき、Fig. 7.22 に示すように針が超音波の乱反射によるアーチファクトにより、実際の太さ  $\phi 1.65[\text{mm}]$  より太く見えたり、実際より長く見えたりする問題がある。そのため、針先端をマーカにて精度よく指定することが困難な場合があり、これが誤差を生じさせる要因の 1 つであると考えられる。

## 7 超音波ガイド下穿刺マニピュレータの開発

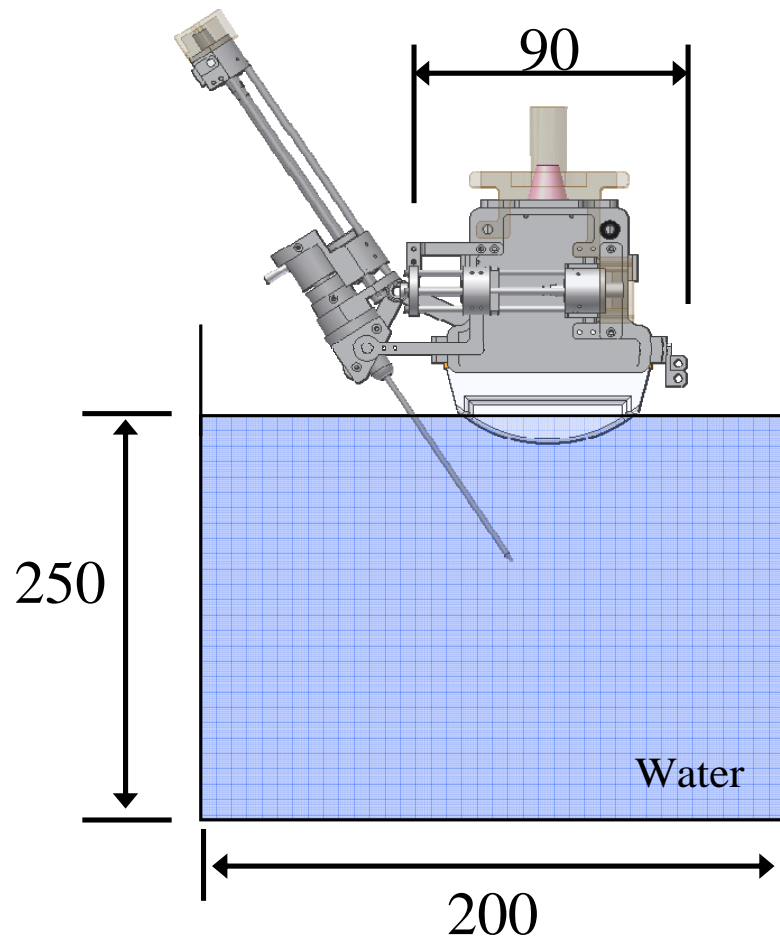


Fig. 7.14 Experimental setup for registration

Table 7.4 Result of registration

	pixel	mm
Maximum error	3.1	0.7
Average error	1.3	0.3

(c) マニュアル(手動)で穿刺針の先端を指定している影響 : (b)に付け加えて, マニュアルにて針先端を指定しているため, 常に同じ状態にて針先端の指定を保つことが難しく再現性の問題が生じる可能性がある. この場合も針先端をマーカにて精度よく指定することが困難な場合があり, 誤差を生じさせる要因の 1 つであると考えられる. 例えば, 1[pixel]分のずれが発生すると, 0.230[mm]の誤差が発生する.

以上、(a)、(b)、(c)の考察より、誤差が発生したと考えられる。特に(b)、(c)に関しては、(a)と異なり超音波の特性上毎回のレジストレーションで生じるため、ロボットシステム使用者の注意だけでは解決できない問題である。しかしながら、(a)、(b)、(c)の誤差要因が重なった場合でも Table 7.4 より最大誤差が 0.71[mm]で収まっていることから考えると、本ロボットシステムの要求仕様である 1[mm]を満たしており、十分な精度が得られたと考えられる。

### 7.6 小括

6 章にて提案したプランニング方法の検証を行うために試作した超音波ガイド下穿刺支援マニピュレータに関して示した。アクチュエータを外部に設置しフレキシブルラックにて動力伝達する方法を用いることにより機構の小型化を実現した。超音波診断装置と一体化し、超音波診断装置の画像から臓器内部の変形を測定可能であり、また、針の根元に力センサを搭載しており、針にかかる力を測定することができる。これらの構成により、穿刺を行なう際に重要な術中の情報を得られるマニピュレータとなっている。本マニピュレータは 3 自由度を有しており、超音波画像上において 1.0mm 以下の精度で針の先端の位置決めが可能であることを確認した。

本章で示したマニピュレータを用いて、8 章において提案したプランニング法の検証を行う。



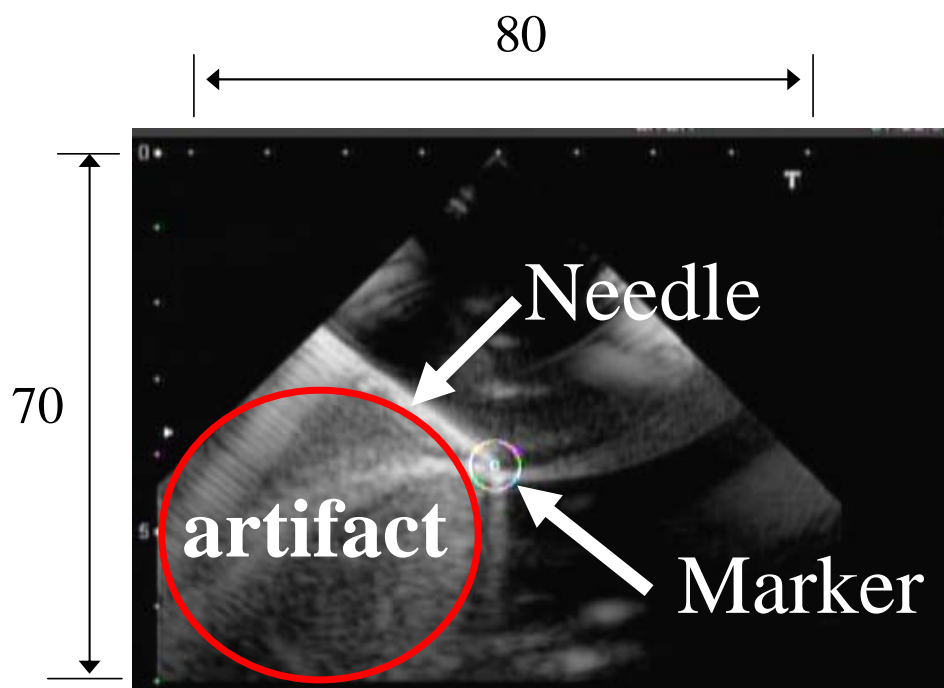


Fig. 7.15 Artifact of needle

## 第 8 章 評価試験

- 8.1 概要
  - 8.2 実験条件
  - 8.3 プランニング
  - 8.4 評価試験
  - 8.5 小括
- 

### 8.1 概要

8 章では, 7 章にて示した穿刺マニピュレータを用いて *in vitro* における評価実験を行い, 6 章にて示したプランニングの評価を実施する. まず, プランニングした刺入位置・刺入角度で穿刺した際の穿刺精度を測定することでプランニングの有効性を確認する. 具体的には, 7 章で示した穿刺支援マニピュレータを用いて, 6 章で提案した刺入位置および刺入角度の計画方法を, ブタの肝臓を用いた *in vitro* 実験を行う. まず, 評価実験を行なう条件において, 最適な刺入位置・刺入角度をプランニングする. その後, マニピュレータを算出した刺入位置・刺入角度にセットし, 穿刺を実施する. 目標位置の変位を超音波画像から取得し, マニピュレータの位置と比較することで, 穿刺精度を検証する.

### 8.2 実験条件

- (a) 肝臓の設定: 測定実験の概要図を Fig.8.1 に示す. 測定実験では, 長方形 (80x80, 厚さ 30mm) に切断した肝臓を測定台の上に乗せ, 肝臓の後面が固定端となるように固定した. 肝臓を固定する際には, 固定壁に両面テープを用いてやすりを留め, 肝臓とやすりを瞬間接着剤で付着させた. また, 肝臓の中に仮想的な目標組織として,  $\phi 10\text{mm}$  のウレタンの球を埋め込んだ. ウレタンの球を埋め込んだ位置を Fig.8.1 に示す. また, 肝臓の超音波画像を Fig.8.2 に示す. Fig.8.2 の白い枠で囲んだ部分に, 仮想的な目標位置として埋め込んだウレタンが撮像されている.
- (b) マニピュレータの設定: (a)のように設定した肝臓の前方からマニピュレータを Fig.8.1 に示すようにセットする. この際, 針は肝臓の左側に設置する. なお, 本実験で用いた穿刺マニピュレータの精度は 1mm 程度であるため, 以下に示す各々の実験結果に対して 1mm 以下の誤差が累積する可能性がある.

### 8.3 プランニング

#### 8.3.1 方法

- (a) **形状・メッシュ・境界条件**：肝臓モデルの形状及びメッシュを Fig.8.3 に示す. 要素として, 3 節点 3 角形要素を用いた. 肝臓モデルの形状は  $80 \times 80$  [mm] の長方形とし, Fig.8.3 において緑色で表したノードを固定端と設定する. Fig.8.3 にて, 肝臓後部に存在する壁の影響を考慮して, 緑色で表したノードを固定端と設定する.
- (b) **目標位置の設定**：Fig.8.3 にて, 赤色で表したノードを目標位置とする. 本モデルで設定した目標組織の位置は, 仮想的な目標組織として埋め込んだウレタンの位置と同様である.

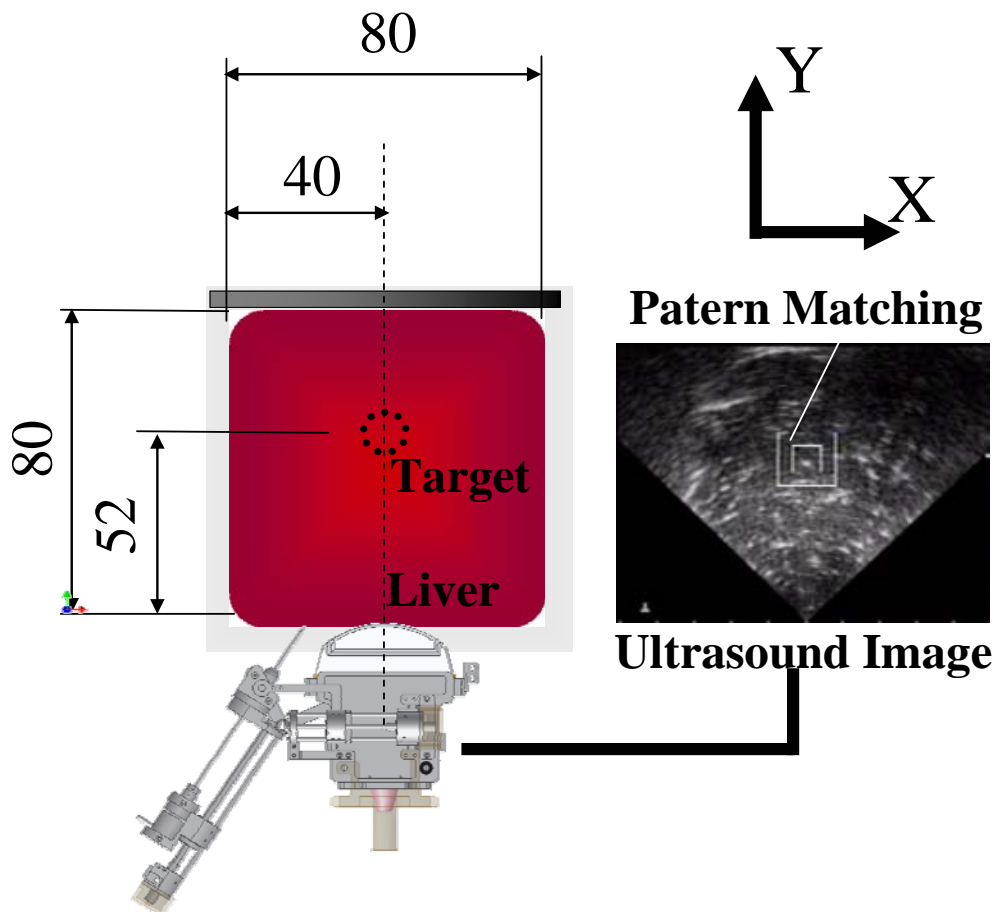


Fig.8.1 Experimental setup of evaluation experiment

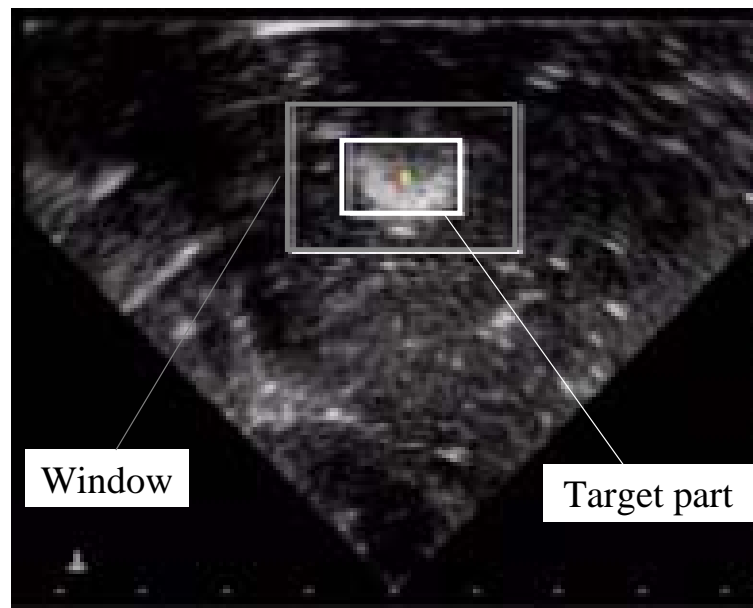


Fig.8.2 Ultrasound image of evaluation experiment

- (c) 肝臓モデルのパラメータ設定：肝臓を均一な組織と仮定し，臓器のパラメータは 5 章で示した肝臓の物理モデルのパラメータと同様とする．
- (d) 切断確率分布モデルのパラメータ設定：針近傍のメッシュの細かさから，Table6.3 に示すパラメータを用いて，式(6-18)の切断確率分布モデルを定義した．
- (e) 刺入位置の設定：臓器の前方からは，Fig.8.1 に示したように超音波診断装置がアクセスするため，刺入位置として設定できないとする．Fig.8.3 にプランニングを行なうノード及びその番号を示す．ノード番号は以下のシミュレーションの結果及びその考察を示す際に利用する．

### 8.3.2 結果

Fig.8.4 にプランニング結果として，各刺入位置における穿刺精度の期待値を最小化する刺入角度，また，その時の穿刺精度の期待値を示す．Fig.8.4 のプランニング結果を見ると，刺入位置 12 まで，刺入番号が大きくなるほど（刺入位置が上部に行くほど），穿刺精度の期待値が小さくなる傾向が確認できる．

実際にマニピュレータをセットしたところ，プランニングした刺入角度・位置がマニピュレータの可動範囲に入るのは，刺入位置 4 までであった．そこで，ノード 4 を刺入位置として，最適な刺入角度（約 40[deg]）にて実験を行った．その時の実験結果を 8.4 節に示す．

Fig.8.5 に、ノード 4 を刺入位置として、最適な刺入角度（約 40[deg]）で穿刺した際の、肝臓の物理モデルの変形を示す。また、Fig.8.6 は Fig.8.5 の目標位置周りの拡大図であり、灰色の点線は針の方向を示した線（以下、刺入線と表す）である。Fig.8.6 より、ターゲットは右上の方向に変位している。一方、針の刺入線と比較すると、針の変位が小さい間ターゲットは刺入線の上方に位置するが、針の変位が大きくなるに従って、ターゲットが刺入線の下方に移動していくことが確認される。

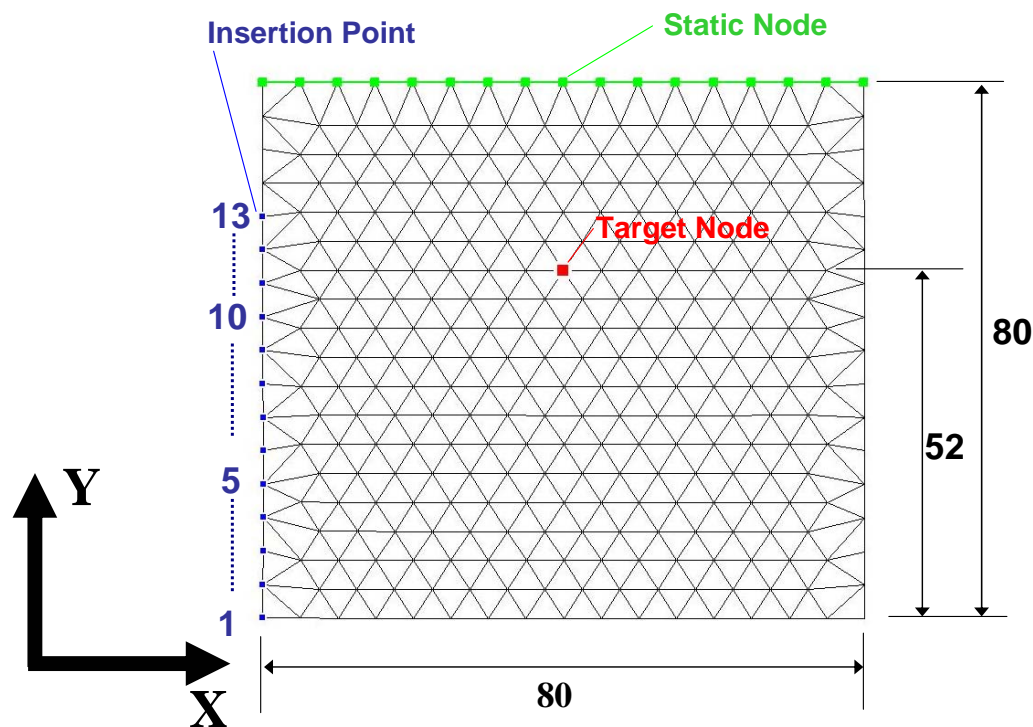


Fig.8.3 Model shape for evaluation experiment

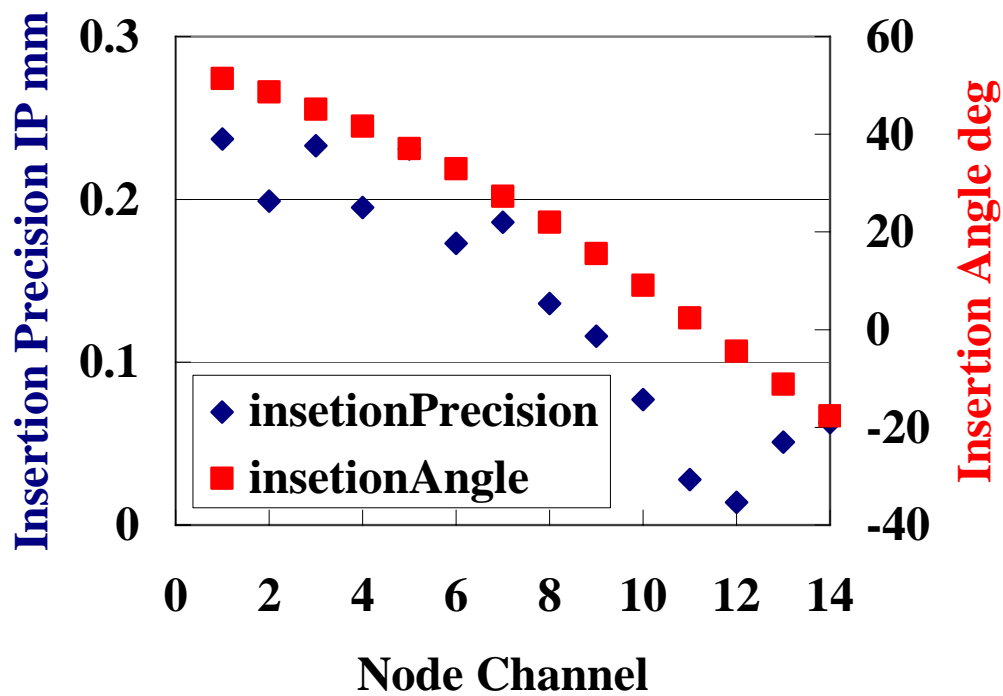


Fig.8.4 Result of insertion precision at each node

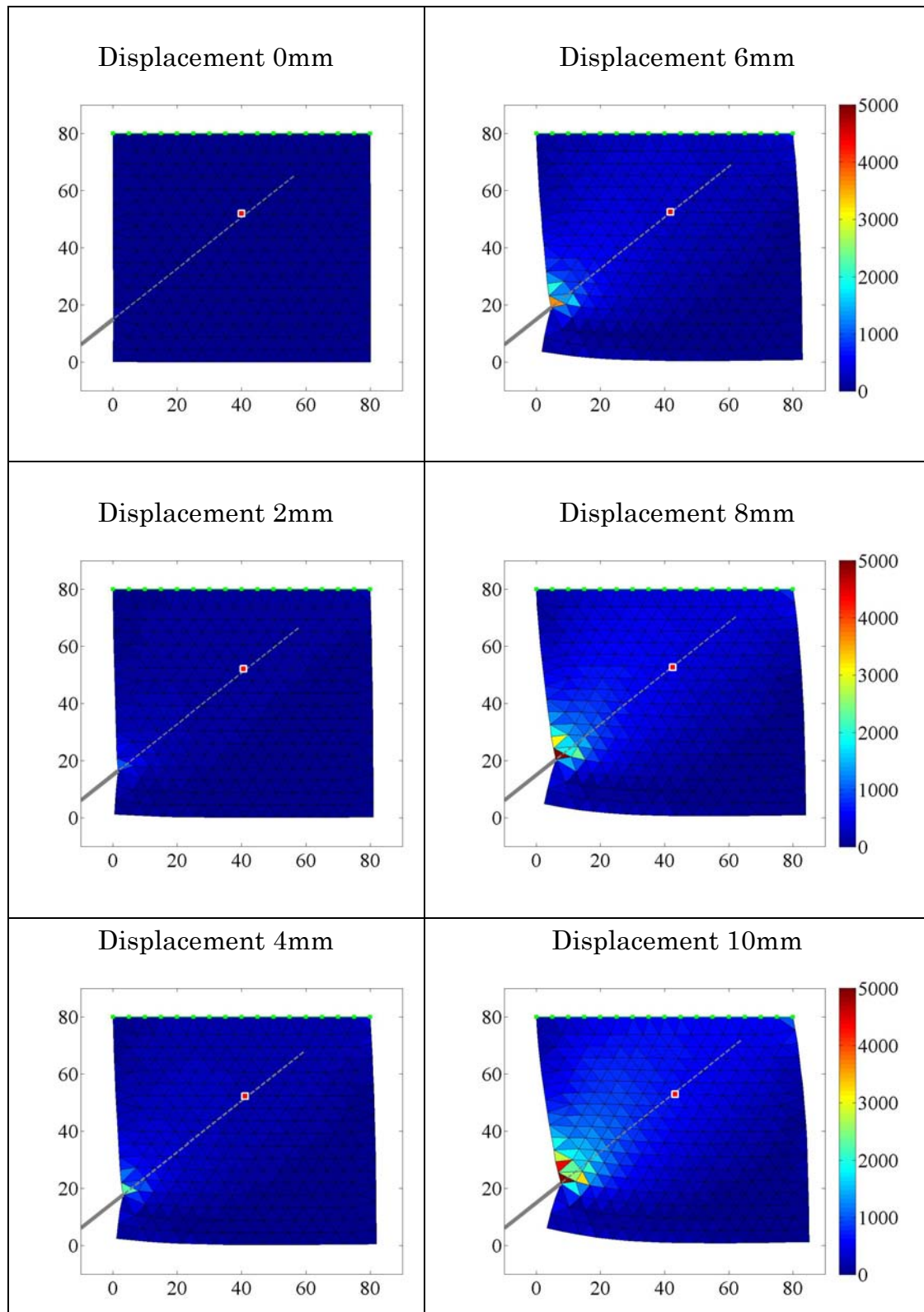


Fig.8.5 Model deformation of insertion from node 4

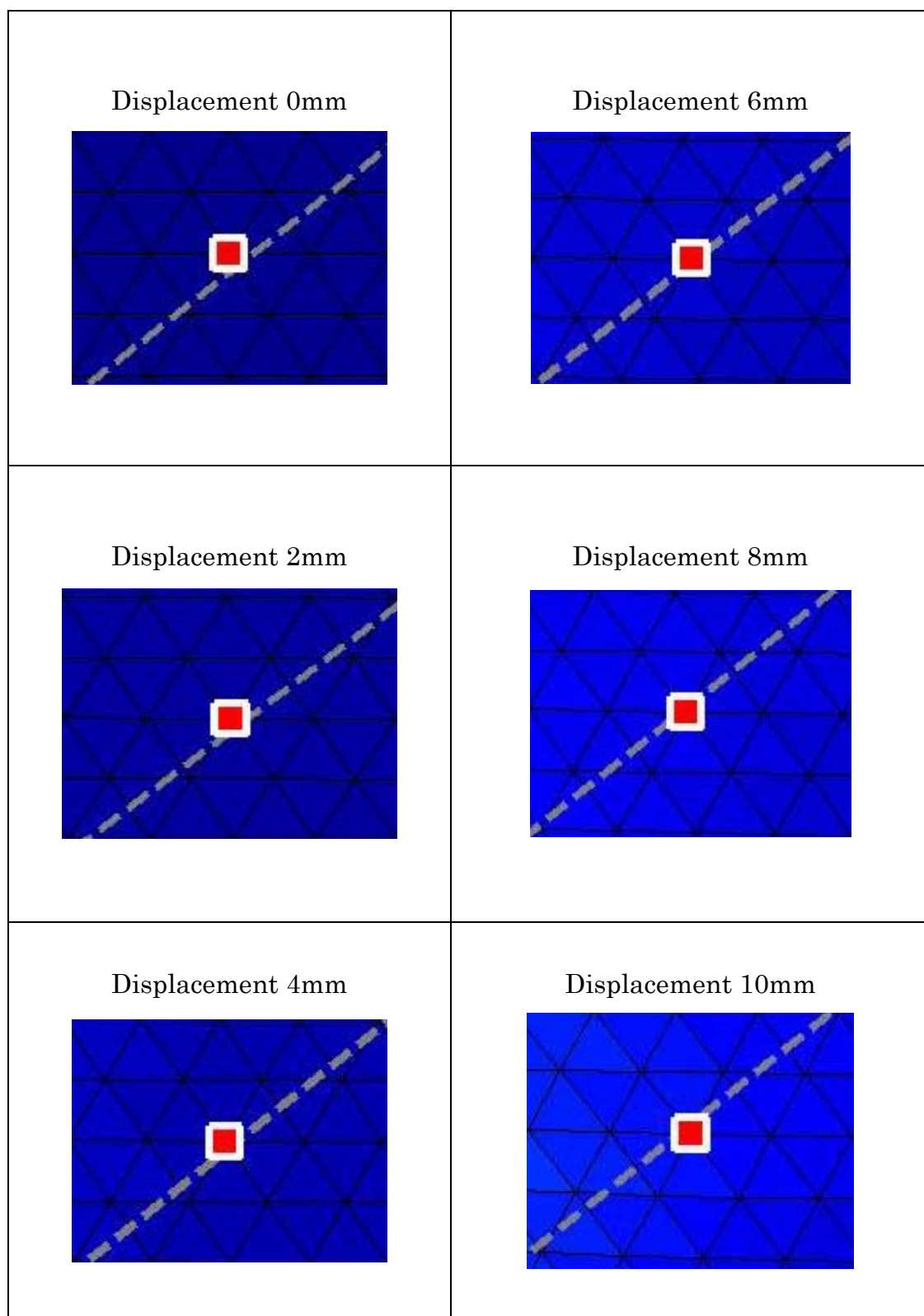


Fig.8.6 enlarged view at target point of Fig8.5



## 8.4 検証実験

### 8.4.1 方法

実際にマニピュレータをセットしたところ、プランニングした刺入角度・位置がマニピュレータの可動範囲に入るのは、刺入位置 4 までであった。そこで、ノード 4 を刺入位置として、最適な刺入角度（約 40[deg]）にて実験を行った。その時の実験結果を 8.4 節に示す。

8.4 節で示したプランニング結果の刺入位置・刺入角度に、マニピュレータを用いて針をセットした。その後、針を直動させ、肝臓に針を刺入した。超音波診断画像を取得し、取得した画像に対してパターンマッチングを行なうことにより、目標位置を測定する。目標位置と針の先端が最も近くなる位置（目標位置の針軸方向に対する垂線の足）にて、マニピュレータを停止する。

実験中の針に作用する力及び針の変位、超音波画像、目標位置の変位を測定した。実験は 3 固体に対して計 13 回実験を行なった。

### 8.4.2 結果

- (a) **目標位置の変位** : Fig.8.7 に実験中の超音波画像を、Fig.8.8 にその目標位置付近の拡大図を一例として示す。ただし、Fig.8.7, Fig.8.8 において、白い直線は刺入線を表している。また、Fig.8.9 に、実験時の目標位置の変位の一例を示す。また、プランニング時の肝臓物理モデルにおける目標位置の変位を同様に Fig.8.9 に示す。
- (b) **針の変位と針に作用する力の関係** : Fig.8.10 に、針に作用する力の時間変化の一例を示す。Fig.8.10 を見ると、切断が生じ穿刺力が小さくなる時点が二つある。針が他の実験結果においても同様に、切断が生じる時点が複数回生じていることが確認された。また、プランニング時の針に作用する力のシミュレーション結果を同様に Fig.8.10 に示す。
- (c) **穿刺精度** : 13 回の実験において、最初に切断が生じた時点と針が止まった時点の穿刺精度(Fig.6.11 参考)をまとめた。それらの値の平均及び分散を Fig.8.11, Table 8.1 に示す。
- (d) **穿刺精度** : 各実験において目標位置の変位の平均値をまとめたところ、平均値は 6.2[mm]であった。

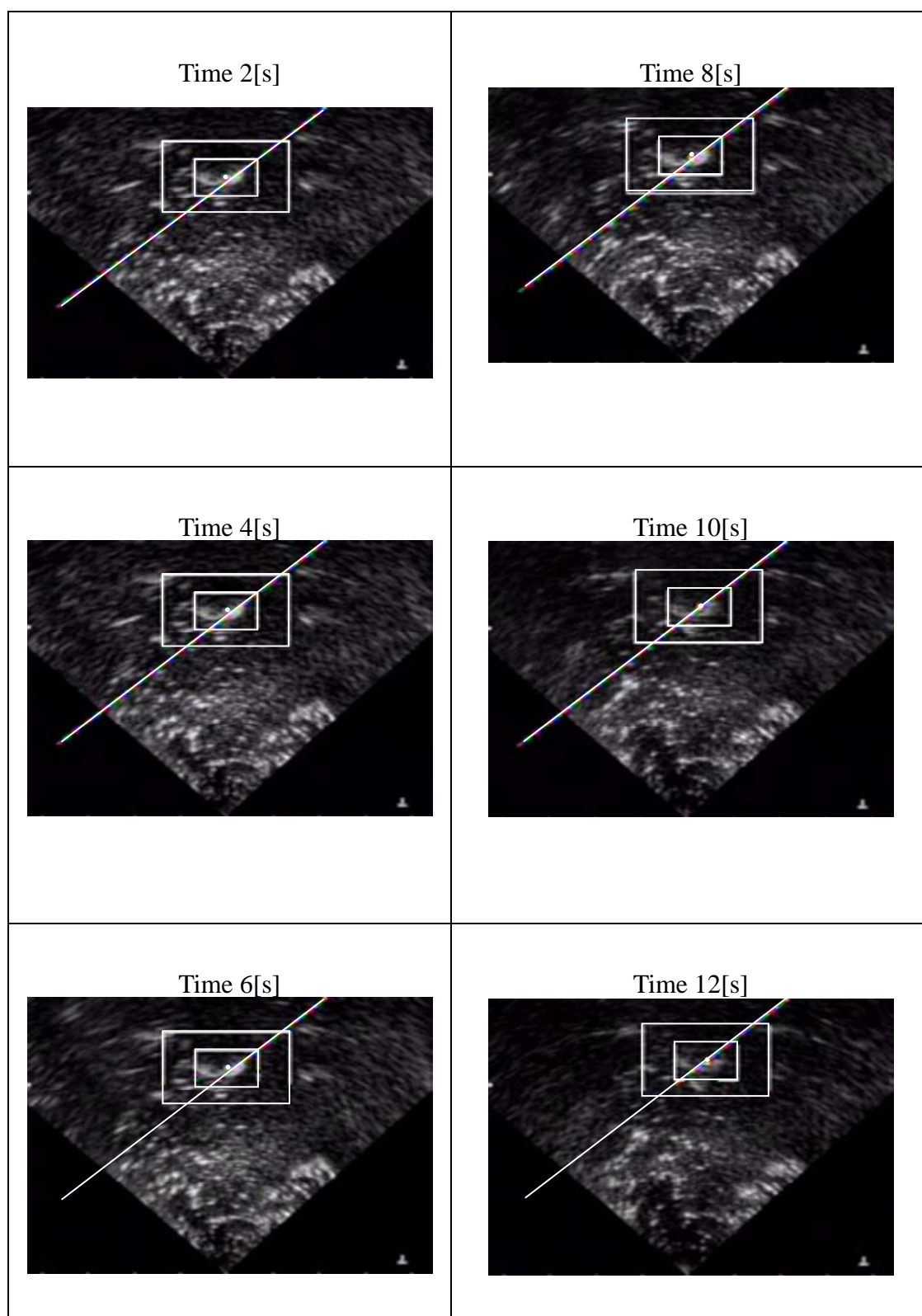


Fig.8.7 Ultrasound image during experiment

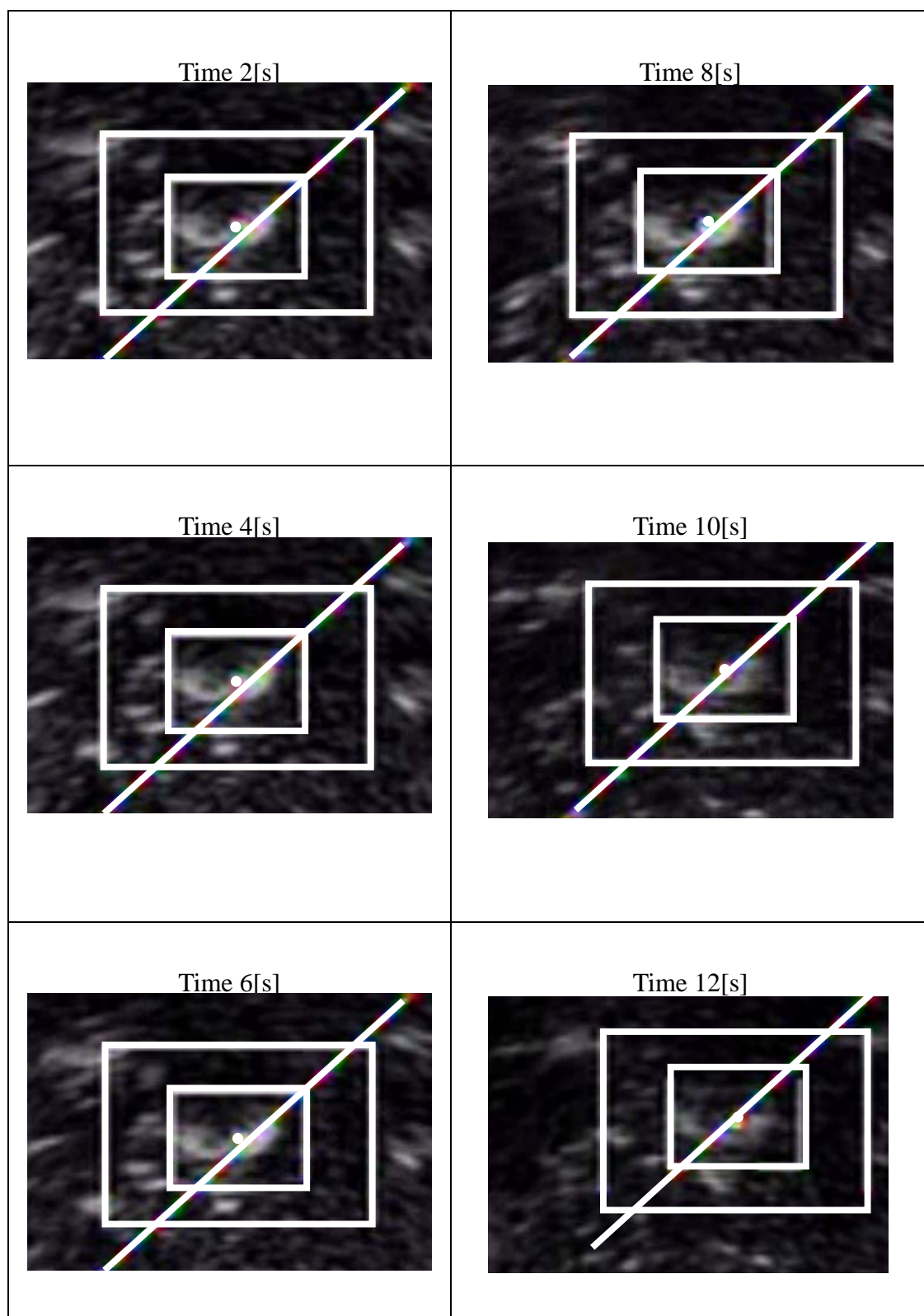


Fig.8.8 enlarged view at target point of Fig8.7

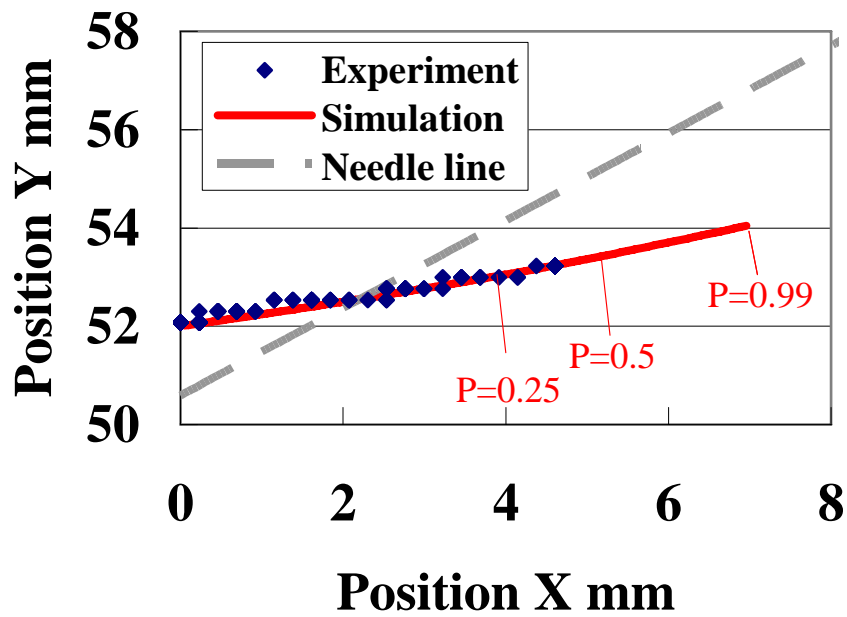


Fig.8.9 Target displacement during experiment

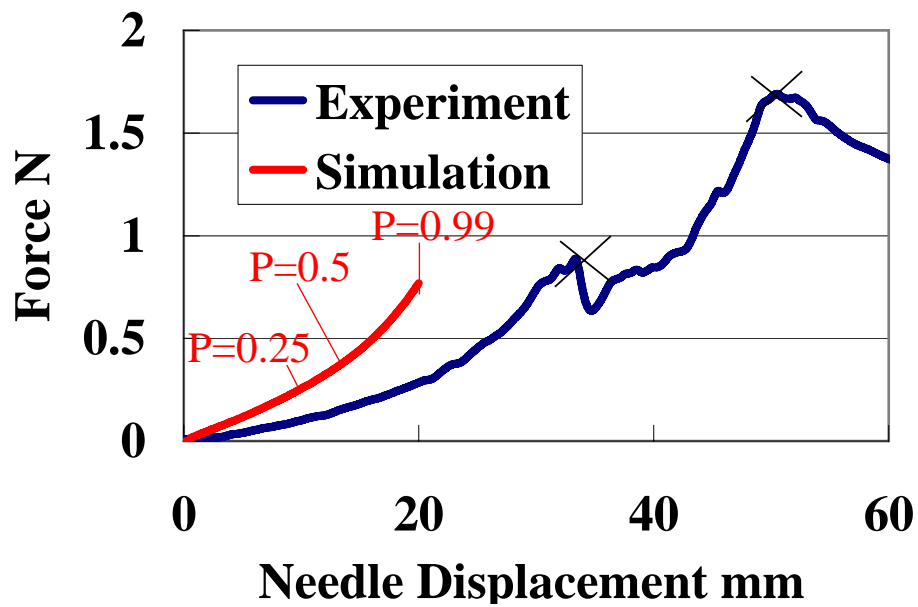


Fig.8.10 Needle insertion force during experiment

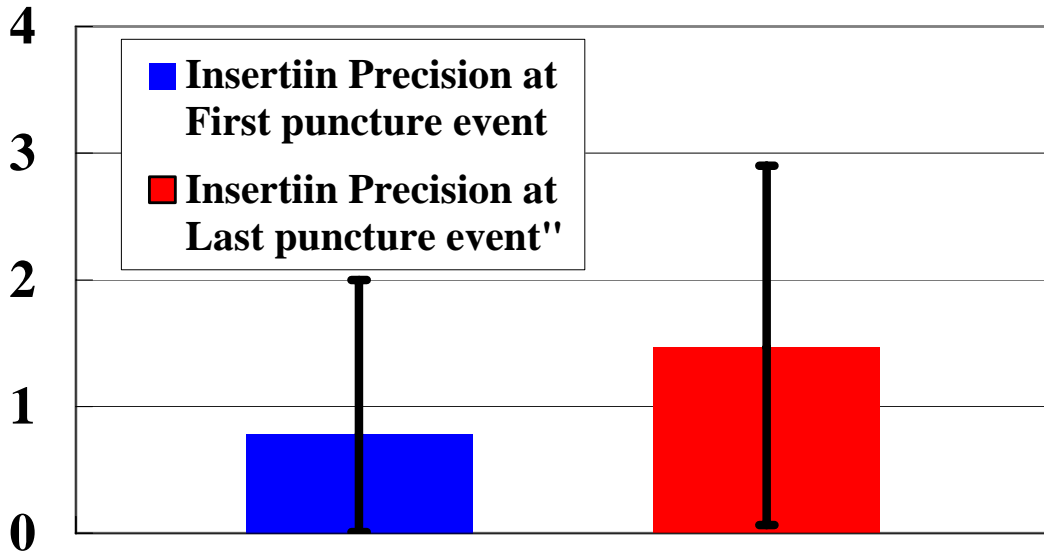


Fig.8.11 Experimental result of needle insertion precision

Table 8.1 Experimental value of insertion precision

	Average	Max	Min
First puncture	0.78	2.0	0.080
Last puncture	1.5	2.9	0.065

#### 8.4.3 考察

(a) 目標組織の変位：Fig.8.8 を見ると，ターゲットは右上の方向に変位している．一方，針の刺入線と比較すると，針の変位が小さい間ターゲットは刺入線の上方に位置するが，針の変位が大きくなるに従って，ターゲットが刺入線の下方に移動してくことが確認される．これは，Fig.8.6 に示したプランニング時に予測した変位と同様の傾向である．また，Fig.8.9 を見ると，プランニング時の肝臓物理モデルにおける目標位置の変位方向と，実験時の目標位置の変位方向が同様であることが確認できる．しかしながら，プランニングの段階では，切断が生じている確率  $P$  が 50% の際の目標位置の変位が 5mm 程度であったの対して，実験で得られた目標位置の変位の平均は 6mm 程度であった．また，プランニング時点における針に作用する力のシミュレーション結果と実験中に取得した針に作用する力を比較すると，同様の傾向を示してはいるが，実験中に取得した力の方が大きい．

これらの結果は，臓器の物理モデルの弾性率に関するパラメータが実臓器の硬さに比べて大きかったためと考えられる．また，プランニングで用

いた切断が生じる応力に比べて、実際の臓器の切断が生じる応力が大きかったためと考えられる。

そのため、実験で得られた 1.5mm という穿刺精度より小さい穿刺精度を要求する場合、弾性率等に関するパラメータに起因するモデル化誤差に対応する必要性が示唆される。本研究の最終構想では、術中に得られた情報を用いてパラメータを同定する手法を用いる予定である。パラメータ同定手法を用いることで更なる穿刺精度の向上が見込まれるが、これらの技術に関しては展望とする。

- (b) **穿刺精度**：実験結果を見ると、最初の切断が生じた時点の穿刺精度 IP は 0.8mm 程度であり、最終的な穿刺精度 IP は 1.5mm 程度であった。また、各々の結果において、穿刺精度に大きなばらつきがあることも確認された。

5 章で行ったプランニングでは、針が臓器内部に進入していく部分に関しては解析しておらず、最初の切断が生じた時点までのプランニングで評価を行なっている。この点が、上記の誤差の要因であると考えられる。これらの結果から、穿刺精度 IP をさらに向上させるためには、針が臓器内部に進入していく部分の解析を含めたプランニングを行なう必要があると考えられる。

### 8.4 小括

6 章にて提案したプランニング法を、7 章にて示した穿刺マニピュレータを用いて、*in vitro* にてブタの肝臓を用いた実験を行うことで評価した。評価実験の結果、本論文で提案した 5 章にて示したプランニング法から導出される刺入位置・刺入角度から穿刺することによって、平均 6.2mm 変位した目標位置に対して、平均 1.5mm の精度での穿刺が実現可能であることを確認した。本章の結果から、6 章で示したプランニング方法の有効性を検証した。

## 第9章 結言

### 9.1 まとめ及び意義

#### 9.2 展望

---

### 9.1 まとめ及び意義

本論文では、「(a)肝臓の変形や応力とひずみの状態を推定・予測することが可能な物理モデルの構築法」並びに「(b)構築したモデルを用いた穿刺経路のプランニング法」に関して提案した。また、提案した方法を、*in vitro*におけるブタの肝臓を対象とした実験で検証し、その有用性に関して検証した。

本研究の成果は、これまで詳細な検討が行なわれてこなかった肝臓の粘弾性及び非線形性について明らかにした点、さらにその特性を持つ物理モデルを構築した点にある。その結果、既存の臓器の物理モデルには存在しない、粘弾性及び非線形性を含む生体のモデルを構築する技術を実現していると考えられる。また、

- (I) 穿刺の際に針に作用する力から、要求される材料特性を決定した(3章)。
- (II) 粘弾性・非線形性を有する材料特性モデルを構築した(4章)。
- (III) 形状・境界条件を設定し、粘弾性・非線形性を有するモデルの検証実験を行った(5章)。

というプロセスを示し、臓器の物理モデルを構築する方法論を以下の様に示したことに本研究の意義がある。

- (1) 生体から取得した実験データから要求される材料特性を決定する。
- (2) 求められた仕様に関する詳細な材料特性のデータを取得し、モデル化する。
- (3) 形状・境界条件を設定し、要求された材料特性を持つモデルの検証実験を行う。

これらの知見は今後、軟組織に対する穿刺治療の支援技術へ適用され、さらに術中ナビゲーションと組み合わせた安全な穿刺支援システムへと発展することが期待される。このように本研究の成果は、今後の生体工学や穿刺支援ロボットの開発はいうまでもなく、医療用ロボット工学や医工学全般の発展にも大いに貢献するものであるといえる。

以下に本論文の内容を章ごとにまとめる。Fig.9.1に、本論文の構成を示す。

## 9 結言

第 1 章では、現在の手術支援ロボットに関する研究動向について述べ、治療中に生じる臓器の物理的な変化を考慮することにより、自律的な動作により手技を行なうことが可能な手術支援ロボットの必要性を示した。また、その技術課題として、「臓器の物理的な変化を推定・予測すること」および「推定・予測した物理的な変化を用いて、自律的に動作を決定する知能を持つこと」を挙げた。臓器の物理的な変化を推定・予測するためには、臓器の物理モデルを構築することが重要であることを示した。また、自律的な動作を実現するための技術として、臓器の物理モデルを規範とした作業計画方法を課題として示した。

第 2 章では、本論文で扱う技術的な課題をまとめた。まず、低侵襲な治療であり様々な部位に用いられている穿刺治療に関して、本研究で対象とする肝臓を中心にまとめ、穿刺中に生じる臓器の変形が穿刺における精確性および安全性を低下させる原因であることを示した。そして、精確で安全な穿刺を実現するためには、穿刺中に生じる臓器の変形やひずみと応力の状態の変化を推定・予測し、最適な刺入位置および刺入角度を決定することが必要であることを示した。最後に、臓器の変形やひずみと応力の状態変化を予測するために、臓器の材料力学的な物理モデルを構築する必要性に関して述べ、その技術課題をまとめた。

第 3 章では、穿刺の際に生じる力学的な現象に関してまとめ、肝臓の物理モデルを構築するために必要な材料力学的な特性に関して考察した。まず、*in vitro*にて、穿刺を行なう際の肝臓の境界条件に近似できると考えられる、後方を固定した肝臓に対して穿刺を行なった。その結果、針の変位と針にかかる力の関係に非線形性が表れるという実験結果を得た。次に、穿刺速度を 0.5[mm]-8.0[mm]の間で変化させて実験を行い、切断が生じる際の針の変位の穿刺依存性に関して調べた。これらの実験結果から、肝臓の穿刺時に生じる変形を精確に再現するためには、粘弾性および応力とひずみの非線形性を有する肝臓の物理モデルを構築することが必要であるという仮説をたてた。上記の特性を持つ物理モデルを構築するため、肝臓が有する応力とひずみの粘弾特性および非線形特性の測定およびモデル化について 4 章で述べ、その特性を持つ臓器の形状および境界条件を設定し、変形を解析する手法に関して 5 章でまとめた。

第 4 章では、応力とひずみの関係を表す材料特性モデルの導出に関して述べた。肝臓が有する材料力学的な特性を調べるために、ブタの肝臓に対して粘弾性測定器を用いて実験を行った。動的粘弾性試験により肝臓の粘弾性特性を測定し、その結果から、250[rad/s]までの領域において、肝臓の粘弾性特性は分数



## 9 結言

次微分項を有する 6 次の微分方程式を用いてモデル化できることを明らかにした。また、応力を変化させてクリープ試験を実施し、各応力に対するひずみの値を測定することで、肝臓が有する応力とひずみの非線形を明らかにした。その結果から、分数次微分項の係数は、ひずみが小さい際には一定であり、ひずみが大きい際にはひずみの 2 次方程式にて表されることを示した。最後に、上記の結果から粘弾性と非線形性の両方を考慮した肝臓の材料特性モデルを導出した。

第 5 章では、肝臓の変形および応力とひずみの状態を推定・予測することが可能な物理モデルの構築方法に関して示した。まず、4 章で示した材料特性モデルから有限要素法を用いて臓器変形を定式化し、その数値解を得る手法をまとめた。次に、3 章の実験と同様の形状・境界条件で解析した結果から、提案した肝臓の物理モデルの検証を行った。検証の結果、3 章で得られた針の変位と針に作用する力の非線形性及び切断が生じる際の速度依存性が構築したモデルにより再現可能であることを確認した。さらに、穿刺の際に生じる臓器変形を超音波診断画像により測定し、肝臓が有する粘弾性および非線形性が変形に与える影響について調べた。実験で得られた実臓器の変形結果と比較することで、提案したモデルが実臓器の示す粘弾性的・非線形的な変形の特徴を再現可能であることを確認した。

第 6 章では、5 章で構築した肝臓の物理モデルを用いて、針の最適な刺入位置および刺入角度を決定する穿刺経路の計画方法を提案した。まず、精確な穿刺を実現するためには、切断が生じる条件を確定的に表すのではなく、確率的に表して穿刺経路を決定することが重要であることを示した。そして、穿刺経路を決定するための評価値として、切断確率を考慮して算出する穿刺精度の期待値を導出した。次に、ある刺入位置において穿刺精度の期待値を最小にする最適な刺入角度を算出する方法をまとめた。すべての刺入位置において、最適な刺入角度およびその時の穿刺精度の期待値を算出し比較することで、最適な刺入位置を決定する方法を示した。

第 7 章では、6 章で提案した刺入位置および刺入角度の計画方法の検証を行うために試作した超音波ガイド下穿刺支援マニピュレータに関して示した。本マニピュレータは 3 自由度を有しており、超音波画像上において 1.0[mm]以下の精度で針の先端の位置を決定することが可能である。また、マニピュレータと一体化した超音波プローブから得られる超音波診断画像から、臓器内部の変形を測定することができる。さらに、針の根元に力センサを搭載しており、針に

かかる力を測定することが可能である。これらの構成により、試作した穿刺マニピュレータでは、穿刺を行なう際に重要な情報を得ることが可能である。

第8章では、7章で示した穿刺支援マニピュレータを用いて、6章で提案した刺入位置および刺入角度の計画方法を、ブタの肝臓を用いた *in vitro* 実験を行い評価した。評価実験の結果、6章で提案した計画方法から導出される刺入位置・刺入角度から穿刺することによって、平均 6.2[mm]変位した目標組織に対して、1.5[mm]以下の精度で穿刺が可能であることを確認した。これらの実験結果から、本研究で提案する肝臓の物理モデルおよびに刺入位置および刺入角度のプランニング方法は肝臓に対する穿刺治療に有効であることが示唆された。

以上より、穿刺の際に生じる変形を再現可能な肝臓の物理モデル並びにそれを用いた穿刺経路の計画方法によって、精確な穿刺を実現する技術に関して示した。

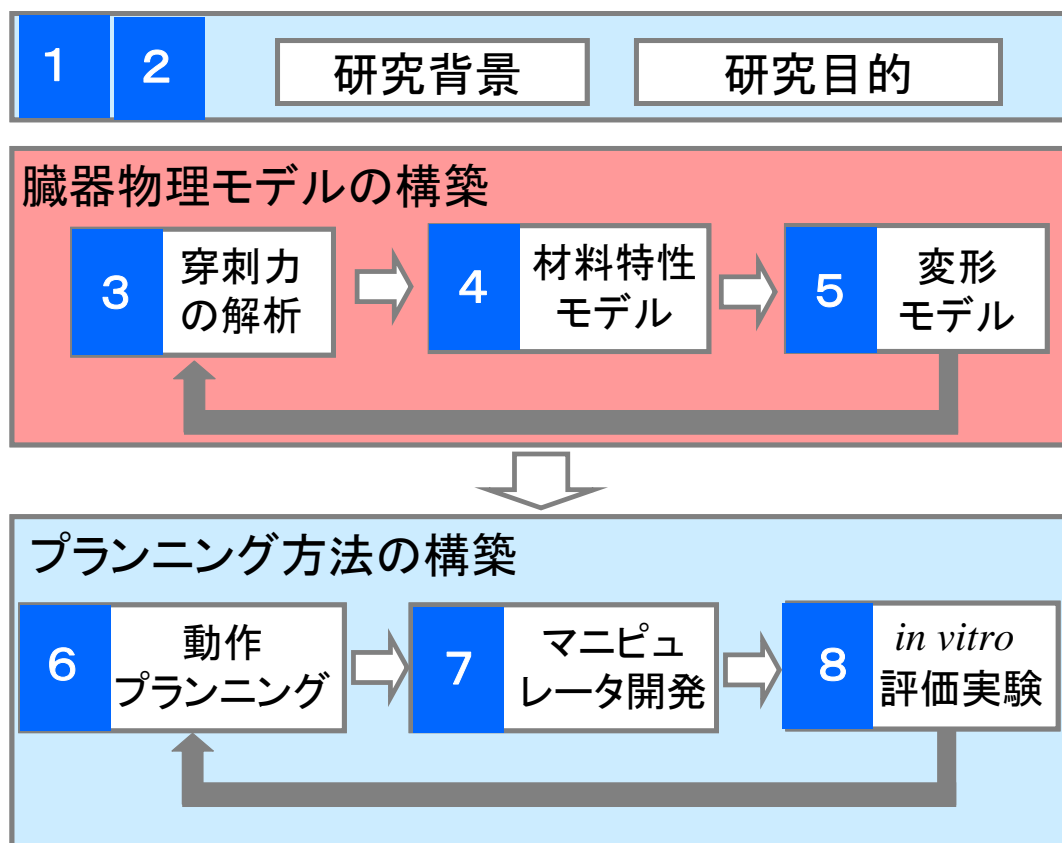


Fig.9.1 List of Contents

## 9.2 展望

展望として、本研究の技術を応用した手術支援システムの開発を目的として挙げる．提案する手術支援システムは、手術中に生じる物理現象を精確に予測することが可能な(a)シミュレータシステム、それを規範とした定量的に最適な手術計画を構築する(b)プランニングシステム及び手術計画を元に治療を実施する(c)ロボットシステムからなる．さらに、各システムにおける治療に必要な定量的なデータの精確性を確保するために、これら3つのシステムが連携し、互いの情報を相互にフィードバックし (d)全体システムを構築する．以下にそれぞれの役割を示す．

- (a) シミュレータシステム：本システムの役割は、プランニングシステム及びロボットシステムから与えられた指令を元にシミュレーションを行い、臓器の物理的変化を各システムにフィードバックすることである．そのため、臓器の物理的な挙動を精確に再現可能な物理モデルを構築することが研究課題となる．本システムは、臓器の変形、温度変化、血流や呼吸等の治療中に生じる様々な物理的変化を考慮して、材料力学的・熱力学的・流体力学的な解析等を複合的に行うことが可能な臓器モデルを構築する．
- (b) プランニングシステム：本システムの役割は、(a)シミュレータシステムによる変形解析や温度解析の結果を用いて手術を最適化するツールを提供し、医師の手術計画策定をサポートすることである．医師は、手術中と同様の環境で行われる解析に対する条件を、直感的に操作可能なインタフェースを用いて与えるのみで、定量的な計画を策定できる．本システムの研究課題は、術前に得られる患者の解剖学的データの測定技術、治療において重要な物理量を最適化する手法の開発である．さらに、医師が与えた情報から臓器の重要な部位・重要な物理量を導出するアルゴリズムを構築し、それらのデータベース化を行う．
- (c) ロボットシステム：本システムの役割は、プランニングシステムから得られた手術計画をもとに、定量的な治療を実現することである．患者には個人差があり、各種物理パラメータを術前に精確に知ることは難しいため、患者個々の状況に合わせて術中に計画を修正する必要がある．そのため、本システムの研究課題は、術中に得られる情報を用いて患者の各種物理パラメータを同定する技術、及び、それらを元に逐次的に計画を修正する制御技術となる．治療中、医師はインタフェースを用いて手術状況を確認し、必要な場合

## 9 結言

にはロボットシステムの動作に介入することで安全性を確保する。

**(d)全体システム：**上記(a)(b)(c)により構成される本システムは、各要素における情報を互いに参照し、治療における定量的な情報の精度を高める循環型のシステムとして構築する。具体的には、(a)シミュレータシステムは、(b)プランニングシステムが推定した重要な情報や(c)ロボットシステムが同定した各種物理パラメータを用いて、シミュレーションの精度を向上させることが可能になる。(b)プランニングシステムは(c)ロボットシステムが得た手術結果と術前のプランニング結果を比較することで計画の精度を向上させる。(c)ロボットシステムは(b)プランニングシステムから得た情報を元に、(a)シミュレータシステムを逐次修正しながら手術を実施する。

提案した各システムでは、医師の臓器に対する知識(シミュレーションシステム)、医師の治療計画知能(プランニングシステム)、医師の手術スキル(ロボットシステム)、医師の学習能力(全体システム)等の医師が持つ医療に最も重要な知能形態の定量化を行っている。これらは今後、医師の監視下における自動化の方向に進むであろう手術システムの重要な基盤技術となると考えられる。これらの研究から未来医療を支えるロボティクスの発展に貢献していく。

## 謝 辞

本研究を進めるにあたり、公私に渡って多大なご指導とご教示を賜った早稲田大学理工学術院の藤江正克教授に心より感謝いたします。著者のあらゆる面における至らない部分を辛抱強く指導頂き、学位取得へ導いて頂いたことについて、ここに厚く御礼を申し上げます。そして本論文をまとめるにあたり、適切なご指導、ご検討を賜りました早稲田大学理工学術院の梅津光生教授、高西淳夫教授、山川宏教授に深く感謝いたします。また、本研究において医学の側面から様々なご助言を下された東京女子医科大学先端生命医科学研究所の伊関洋教授に深く感謝いたします。

本研究は筆者が学部 4 年から博士課程までの成果をまとめたものであり、大学の先生方を始め、医師の先生方、企業の方々に多大なるご指導を頂きました。九州大学医学研究院先端医療医学部門先端医療医学講座の橋爪誠先生を始め、医学的なアドバイスを頂き、また実験の際には力惜しみなく協力して頂いた田上和夫先生、前田貴司先生、家入里志先生、小西晃造先生、洪在成先生、植村宗則氏に深く御礼申し上げます。また、臓器変形の取得方法等に関しましてアドバイスを頂きました、大阪大学 大学院医学系研究科医用工学講座画像解析学分野の佐藤嘉伸先生、中本将彦先生に感謝の意を表します。

研究室内でも、諸先輩方や同期の方々、後輩の方々からも多大なる支援を賜りました。本研究は著者が修士課程から博士課程に至るまでの研究成果をまとめたものであり、川村和也氏、尾西晃典氏、星雄陽氏の多大なる協力により、実験・研究を進めることができました。ここに深く感謝いたします。

研究室の先輩として、公私に渡って様々な支援を頂いた岡本淳先生（現・早稲田大学科健機構）、岸宏亮先生（現・日立製作所）、二瓶美里先生（現・東京大学）、原田加奈子先生（現・Scuola Superiore Sant'Anna）に深く感謝の意を表します。

研究室の同僚・同輩として、共に研究室の運営等を協力して行なった岡安氏、柳原氏、豊田氏に心より感謝いたします。穿刺マニピュレータの開発という点で、ご協力と有意義なディスカッションをして頂いた大浦氏、三田氏、平澤氏、中川氏に感謝の意を表します。また、事務的な仕事でご協力・ご指導頂いた藤江研秘書である村山氏、村上氏、藤原氏、小宮氏に感謝いたします。

最期に、博士課程進学について暖かく見守ってくれた家族及び友人達に感謝いたします。

## Appendix 4.A 応力-ひずみの非線形特性

本節では、臓器の持つ非線形性が、ひずみの大きさによって生じるのか、もしくは、応力の大きさによって生じるのかを考察する。非線形性のみ考えた場合、応力とひずみの関係は一意に決まるが、臓器は粘弾性特性を持つため、応力とひずみの関係は一意には定まらない。そのため、非線形性が応力の大きさによって生じるのか、ひずみの大きさによって生じるのかを考察することは重要となる。

4.3 節の動的粘弾性試験の高周波での応答を考えた場合、その際の応力入力は大い値となり、応力によって非線形性がでると考えた場合、非線形な出力波形がでると考えられる。Fig.4A.1 に 63[rad/s], 応力振幅 570[Pa]の時の実際の出力波形を示す。その時のひずみ振幅は 3[%]である。応力は最大で 600[Pa]程度であるが出力ひずみ波形にまったく非線形性は見られない。

次に、応力振幅 460[Pa], 角振動数 1[rad/s]の時の出力をFig4A.2に示す。ひずみ振幅は 120[%]程度となった。応力は Fig.3.7 とほぼ変わらないが、出力波形に非線形性が現れている。Fig.4A.1 が示す実験ではひずみの値は小さかったが、Fig.4A.2 ではひずみの値が大きい。

これらの結果から、肝臓の非線形性はそのひずみの大きさによって決まると考えられる。

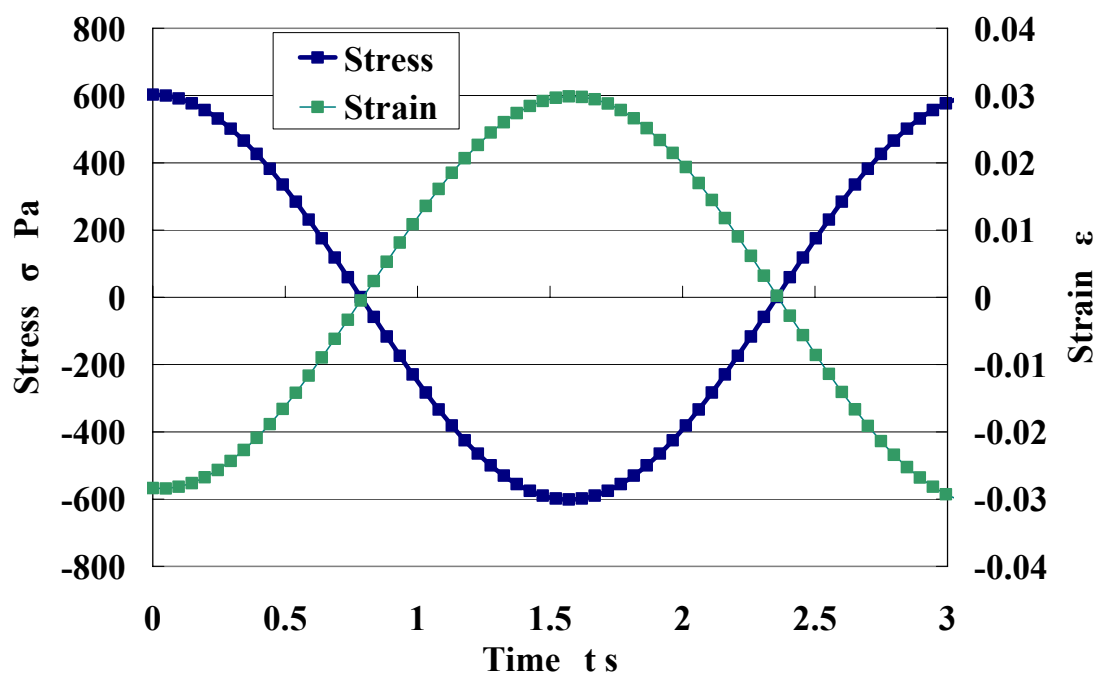


Fig.4A.1 Response at low strain and high stress

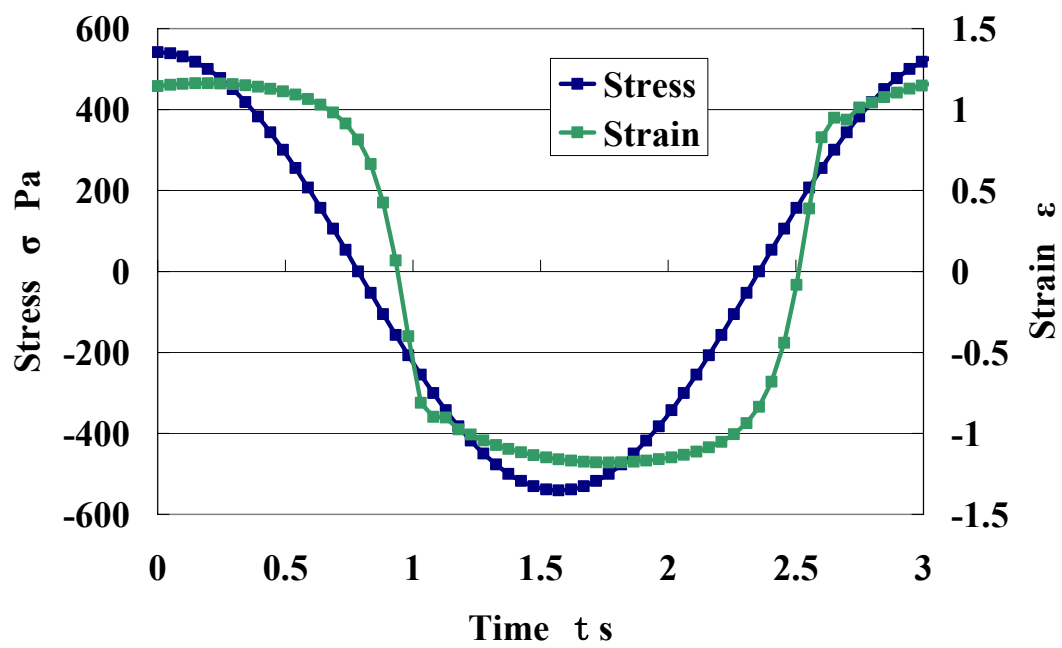


Fig.4A.2 Response at high strain and high stress

## Appendix 7.A フレキシブルラック駆動の制御

### 7.A.1 フレキシブルラック駆動のモデル化

本節では、制御系の構築を目的として、フレキシブルラック駆動系のモデル化を行う。

- (a) ステップ応答の測定：フレキシブルラックによる動力伝達のモデル化を行うため、製作したマニピュレータの直動ユニットを用いて、ステップ応答を測定する。モデル化を行うために構築した制御系のコントローラを式(7A-1)に示す。式(7A-1)に示したコントローラでは、出力側のエンコーダの値から算出した位置と目標位置の偏差をモータの速度として入力する比例制御を行っている。

$$\omega_t = K(x_t - x) \quad (7A-1)$$

ただし、 $\omega_t$  はモータの指令速度、 $x_t$  は目標位置、 $x$  は実際の位置である。0.1[mm]の入力を与えた際のステップ応答の実験結果を Fig. 7A.1 に示す。

- (b) フレキシブルラック駆動系のモデル化：(a)で測定したステップ応答の結果を元に、フレキシブルラック駆動のモデル化を行う。Fig. 7A.1 では、応答がオーバーシュートし目標位置周辺で振動している。振動している山の部分がつぶれていることから、動力伝達系にロストモーションがあることが確認された。ピニオンギアとフレキシブルラックの間のロストモーションは小さいと考えられるため、実験結果におけるロストモーションは、ラックの座屈やガイドチューブのたわみによって伝達の経路長が変化することが原因であると考察される。

これらの考察より、フレキシブルラックによる動力伝達をバックラッシ成分と 1 次遅れ系で表すこととした。フレキシブルラック伝達のモデルのブロック線図を Fig.7A.2 にて示す。ただし、Fig. 7A.2 にて、 $L_i$  は入力側のラック移動量、 $L_o$  は出力側のラック移動量としている。また、 $T$  は一次遅れ系の時定数である。

- (c) シミュレーション：(b)で構築したフレキシブルラック駆動のモデルを用いて、(b)で行ったステップ応答実験と同条件でシミュレーションを行う。シミュレーション結果と実際の応答を比較することによって、モデルの評価を行う。(b)にて述べたフレキシブルラック駆動系のモデルを simulink (MATLAB)を用いて構築し、シミュレーションを行った結果を Fig. 7A.1 に示す。ただし、シミュレーションにて、バックラッシは 3[mm]、1 次遅れ



系の次定数は 0.03[s]とした． Fig. 7A.1 のシミュレーション結果を見ると，振動は現れなかったが，オーバーシュートの部分の山がつぶれている事及び応答の遅れを再現していることが確認された．

#### 7.A.2 フレキシブルラック駆動系の制御方法

フレキシブルラック駆動系の制御方法として，P-D 制御（微分先行型 PD 制御）を用いた． D 要素を付け加えることによって，バックラッシュによる不感帯の際に入力が大きくなり，応答性が向上すると考えられる． また， D 要素により応答の振動を抑えることが可能になる．

P-D 制御では，出力側のエンコーダの値から算出したボールねじの変位と目標変位の偏差より算出したボールねじの速度を引いた値をモータの速度として入力する（式 (7A-2) ）．

$$\omega_t = K_p(x_t - x) - K_d \dot{x} \quad (7A-2)$$

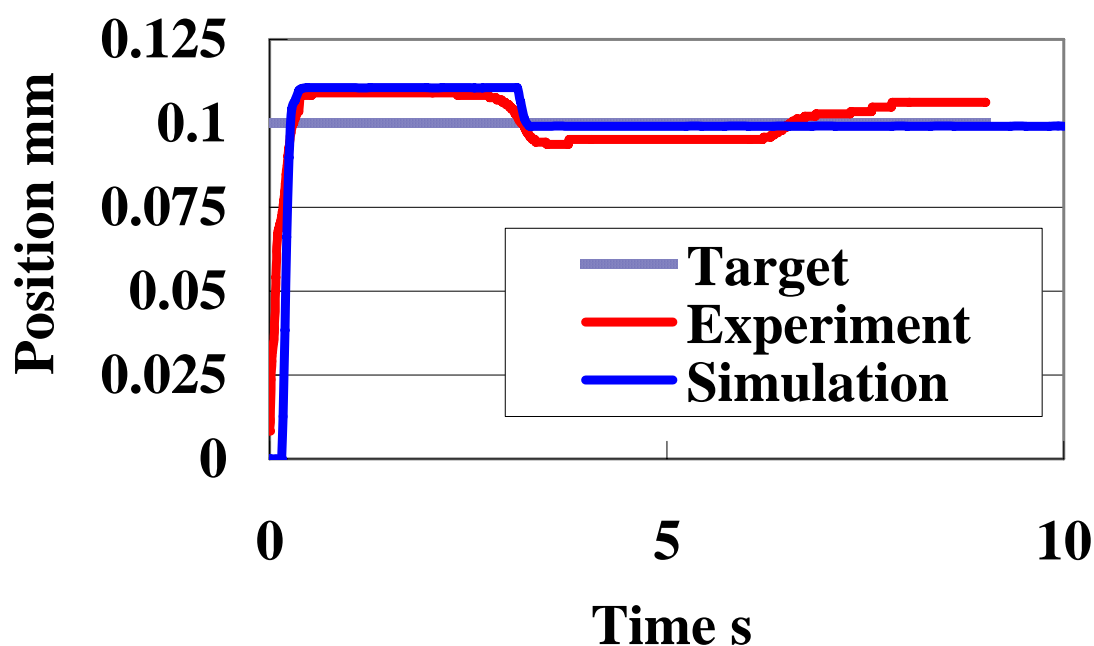


Fig. 7A.1 Step response for modeling of flexible rack drive

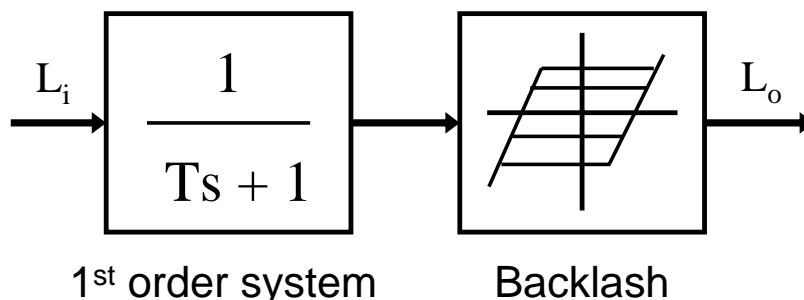


Fig. 7A.2 Model of Flexible Rack Drive

本項では、構築したフレキシブルラック駆動のモデル及びコントローラを用いて、7.A.1 項で行ったステップ応答実験と同条件でシミュレーションを行う。フレキシブルラック駆動系のモデル及びコントローラ含んだ制御モデルを simulink (MATLAB)を用いて構築し、シミュレーションを行った結果を Fig. 7A.3 に示す。Fig. 7A.3 のシミュレーション結果より、オーバーシュートが抑えられ目標位置に収束していることが確認された。

シミュレーションを行ったコントローラを用いて、マニピュレータを駆動した際の実験結果を Fig. 7A.3 に示す。実験では、製作したマニピュレータの直動ユニットを用いた。Fig. 7A.3 より、シミュレーションと同様に振動することなく、目標値に収束することが確認された。

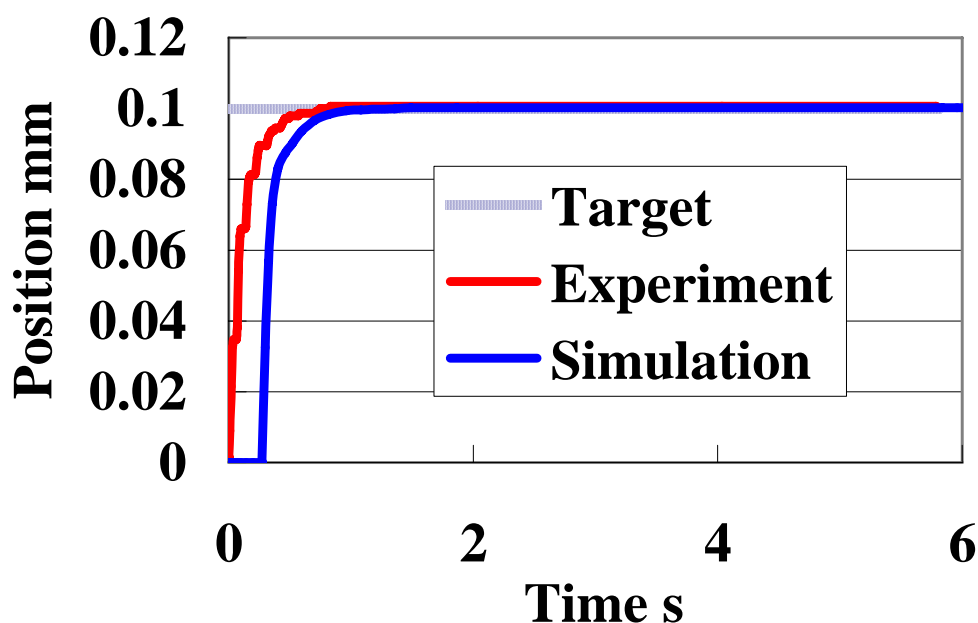


Fig. 7A.3 Step response of P-D control

### 7.A.3 精度検証実験

開発したマニピュレータの精度を検証するための実験を行った．製作したマニピュレータの直動ユニットを 7.A.2 項にて示した制御方法を用いて動作させた．速度一定 ( $0.1[\text{mm/s}]$ ) で動作し  $1[\text{mm}]$  の位置で停止するように目標位置を与えた．

穿刺マニピュレータの位置情報を測定するために画像処理を用いた．針にマーカをつけ，パターンマッチングによってマーカの移動距離を測定することで穿刺マニピュレータの位置の変化を測定した．実験の前に，画像の  $1[\text{pixel}]$  が約  $0.02[\text{mm}]$  であることを測定した．

Fig. 7A.4 に精度検証実験のデータを示す．Fig. 7A.4 の実験結果において，最終精度は  $0.98[\text{mm}]$  から  $1.02[\text{mm}]$  の間に収まっている．この実験結果より，フレキシブルラックを用いた動力伝達系にて， $20[\mu\text{m}]$  以内の位置決め精度を実現することが可能であることが確認された．

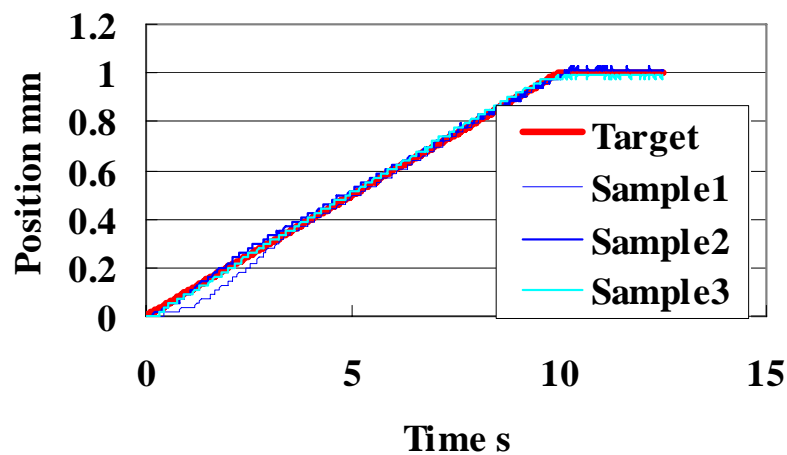


Fig. 7A.4 Verification of positioning precision

## Appendix 7.B 運動学及び逆運動学

### 7.B.1 パラメータの設定及び座標系の設定

穿刺位置及び角度を決定するために、マニピュレータの運動を解析する．下記に解析するためのFig. 7B.1に示すようなパラメータを設定した．

Fig.7B.1及びTable 7B.1に示すように，直動(I)及び直動(II)の左端(S)から20[mm]の位置(M)の状態を本マニピュレータの初期状態(初期位置・姿勢)とする．この理由は，直動(I)及び直動(II)の直動距離が40[mm]であるため，この中心位置の20[mm]とすることによって，最大刺入角度を取れるようにするためである．この状態での穿刺針挿入ユニットの回転軸中心をマニピュレータ座標系の座標原点Oとおく．そして，超音波プローブ側に近づく方向にx軸正方向，撮像断面の深度方向をy軸正方向と設定した．

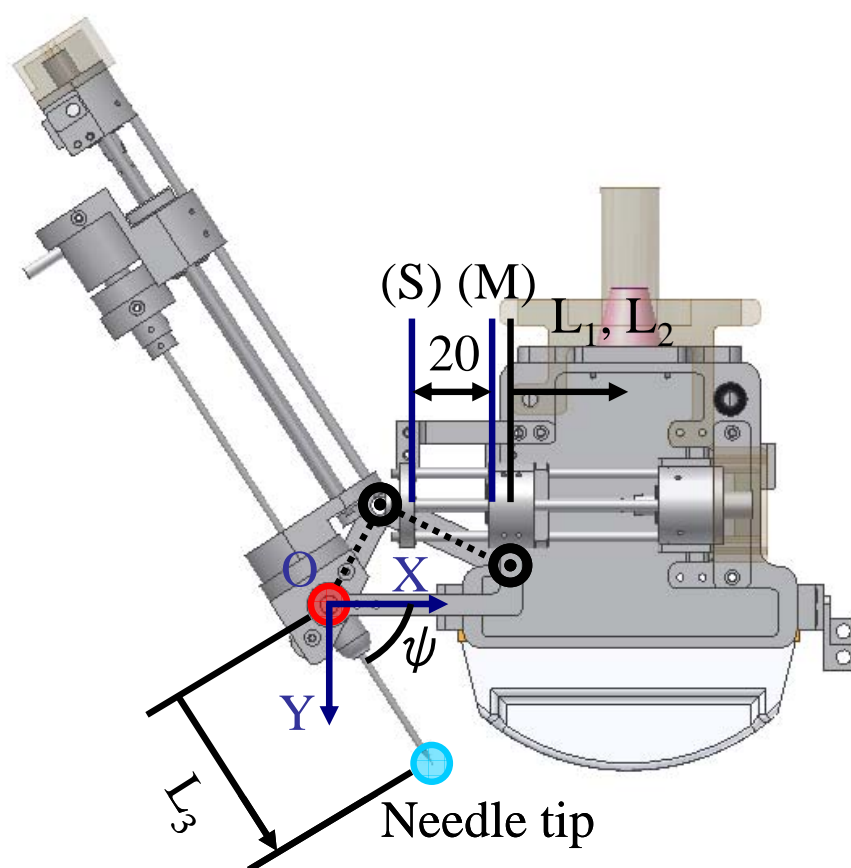


Fig. 7B.1 Coordinate system of manipulator

Table 7B.1 Parameter of needle insertion manipulator

記号	定義
O	座標原点
X	X軸
Y	Y軸
$L_1$	直動(Ⅰ)の変位
$L_2$	直動(Ⅱ)の変位
$L_3$	直動(Ⅲ)の変位
$\psi$	刺入角度
S	直動(Ⅰ)及び直動(Ⅱ)の左端
M	左端(S)から20[mm]の位置

### 7.B.2 運動学

Fig. 7B.2 及び Fig. 7B.3 に運動学及び逆運動学に用いるパラメータをまとめる.

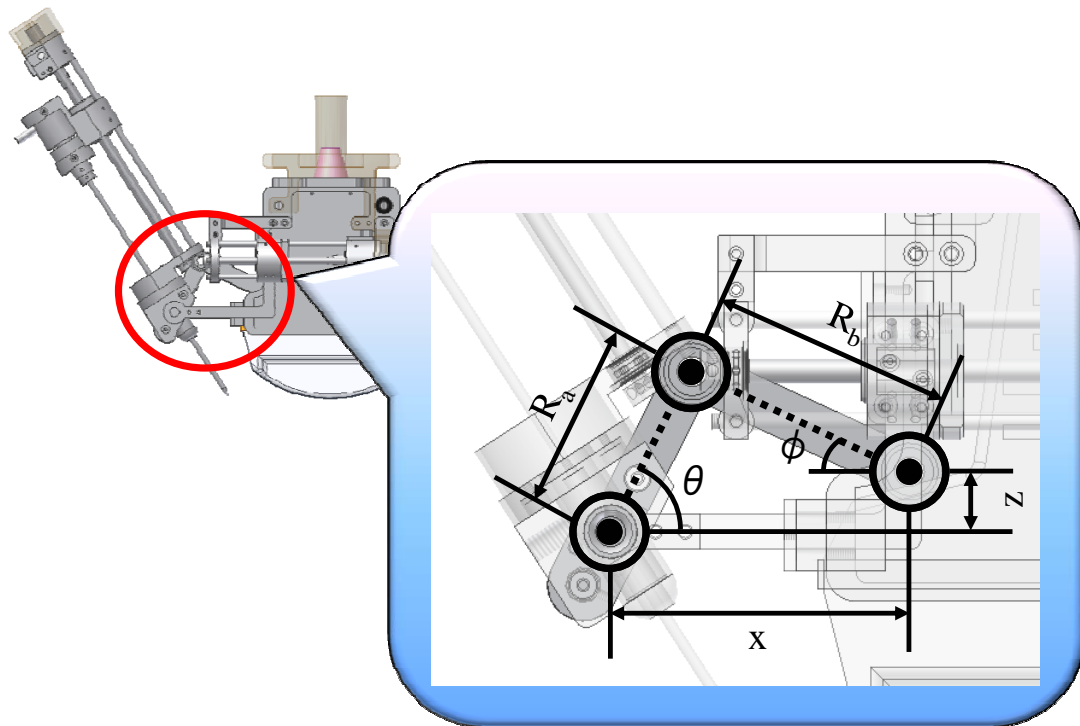


Fig. 7B.2 Mechanism of manipulator

Table 7B.2 Parameter of slider crank part

記号	定義
$R_a$	穿刺針挿入ユニットの回転軸中心と接続されているリンクの距離
$R_b$	ボールねじの可動部と接続されているリンクの距離
$\theta$	x軸と穿刺針挿入ユニットの回転軸中心と接続されているリンクの角度
$\Phi$	x軸とボールねじの可動部と接続されているリンクの角度
$x$	回転角 $\theta$ と回転角 $\Phi$ のx方向の距離
$z$	回転角 $\theta$ と回転角 $\Phi$ のy方向の距離

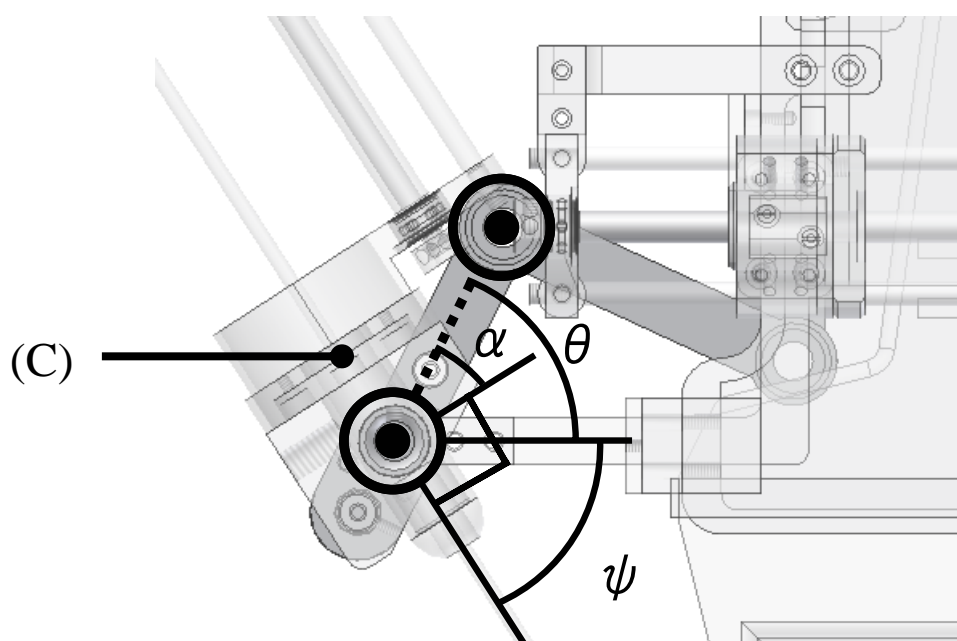


Fig. 7B.3 Mechanism of manipulator

Table 7B.3 Parameter for needle insertion angle

記号	定義
$\alpha$	穿刺針挿入ユニットと位置決め・姿勢決めユニットを接続する角度
$\psi$	穿刺針の刺入角度

マニピュレータ座標原点Oから見た針先端の位置を考える．このとき，直動(I)の変位を  $L_1$ ，直動(II)の変位を  $L_2$ ，直動(III)の変位を  $L_3$  とおくと，針先端の位置  $(X,Y)$ は，

$$(X,Y) = (L_1 + L_3 \cos \psi, L_3 \sin \psi) \quad (7B-1)$$

と表せる．そのため，角度 $\psi$ を用いると式(7B-1)から  $X,Y$  を算出することが可能である．以下に，角度 $\psi$ の算出方法に関して示す．

ここで，

$$x = 50 + L_2 - L_1 \quad (7B-2)$$

とすると，Fig. 7B.2 より，

$$R_a \sin \theta = R_b \sin \phi + z \quad (7B-3)$$

$$x = R_a \cos \theta + R_b \cos \phi \quad (7B-4)$$

である．式(7B-3)と式(7B-4)を整理すると， $\theta$ はの  $x$ ， $\Phi$ 関数として次のように表せる．

$$\theta = \sin^{-1} \frac{x^2 + z^2 + R_a^2 - R_b^2}{2R_a \sqrt{x^2 + z^2}} - \phi \quad (7B-5)$$

ただし，

$$\phi = \tan^{-1} \left( \frac{x}{z} \right) \quad (7B-6)$$

ここで，Fig. 7B.3 に示すように穿刺針挿入ユニットと位置決め・姿勢決めユニットを接続する部品(C)は，肝臓浅部及び深部まで穿刺を可能とするため，超音波プローブに対して刺入角度を大きく設定できるよう， $\alpha=15, 30, 45[\text{deg}]$ の部品を用意している．よって $\psi$ と $\theta$ の関係は，Fig. 7B.3 に示すように，

$$\psi = \frac{\pi}{2} - \theta + \alpha \quad (7B-7)$$

と表せる．

以上，(7B-1), (7B-7)より運動学の計算を行なうことが可能である．

### 7.B.3 逆運動学

逆運動学は，式(7B-4)を $\theta$ について解くことにより， $L_1, L_2, L_3$  で表される．

変数 $\Phi$ を消去するため，式(7B-4)を式(7B-3)に代入して整理すると， $x$  は $\theta$ の関数として次のように表せる．

$$x = R_a \cos \theta + \sqrt{R_b^2 - (R_a \sin \theta - z)^2} \quad (7B-8)$$

ここで， $\psi$ と $\theta$ の関係は，Fig. 7B.3 に示すように，

$$\theta = \frac{\pi}{2} + \alpha - \psi \quad (7B-9)$$

となり,

$$x = R_a \cos\left(\frac{\pi}{2} + \alpha - \psi\right) + \sqrt{R_b^2 - \left(R_a \sin\left(\frac{\pi}{2} + \alpha - \psi\right) - z\right)^2} \quad (7B-10)$$

と表される.

よって, 式(7B-2)より,  $L_1$ ,  $L_2$  の関係は,

$$L_2 - L_1 = -50 + R_a \cos\left(\frac{\pi}{2} + \alpha - \psi\right) + \sqrt{R_b^2 - \left(R_a \sin\left(\frac{\pi}{2} + \alpha - \psi\right) - z\right)^2} \quad (7B-11)$$

と表される.

ここで, 式(7B-1)より,  $L_3$  は,

$$L_3 = \frac{Y}{\sin \psi} \quad (7B-12)$$

また, 式(7-3)と式(7-17)より,  $L_1$  は,

$$L_1 = X - \frac{Y}{\tan \psi} \quad (7B-13)$$

したがって, 式(7-4)と式(7-18)より,  $L_2$  は,

$$L_2 = X - \frac{Y}{\tan \psi} - 50 + R_a \cos\left(\frac{\pi}{2} + \alpha - \psi\right) + \sqrt{R_b^2 - \left(R_a \sin\left(\frac{\pi}{2} + \alpha - \psi\right) - z\right)^2} \quad (7B-14)$$

と算出することができる.



- [1-1] 下山 他, ”ロボットフロンティア”, pp.106-125, 岩波書店, 2005
- [1-2] R. H. Taylor and D. Stoianovici “Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery”, IEEE Transaction on Robotics and Automation, Vol. 19, No. 5, 2003
- [1-3] P. Daraio, B. Hannaford and A. Menciassi, “Smart Surgical Tools and Augmenting Devices”, IEEE Transaction on Robotics and Automation Vol.19, No.5, 2003
- [1-4] S.Cohan: ROBODOC achieves pinless registration, Industrial Robot, Vol.28, No.5, pp.381-386, 2001
- [1-5] <http://www.robodoc.com>
- [1-6] [http://www.pflege-im-op.de/Praxisberichte/UCH\\_Orthopadie/caspar/caspar.html](http://www.pflege-im-op.de/Praxisberichte/UCH_Orthopadie/caspar/caspar.html), orto MAQUET GmbH & Co.KG, Rastatt, Germany.
- [1-7] N. Sugita, F. Genma, Y. Nakajima, M. Mitsuishi, “Adaptive Controlled Milling Robot for Orthopedic Surgery”, Proceedings of 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2007), pp. 605-610, 2007
- [1-8] Jakopc M, Harris SJ, Rodriguez y Baena F, Gomes P, Cobb J, Davies BL, ”The First Clinical Application of a “Hands-On” Robotic Knee Surgery System”, Comput Aided Surg., 6(6): pp.329-39, 2001
- [1-9] M. Shoham, M. Burman, E. Zehavi, L. Joskowicz, E. Batkilin, Y. Kunicher, “Bone-Mounted Miniature Robot for Surgical Procedures: Concept and Clinical Applications”, IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, VOL. 19, NO. 5, pp.893-901, 2003
- [1-10] Dong-Soo Kwon, Jung-Ju Lee, Yong-San Yoon, Seong-Young Ko, Kim, J., Jong-Ha Chung, Chung-Hee Won, Jong-Hwa Kim, “The Mechanism and the Registration Method of a Surgical Robot for Hip Arthroplasty”, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation, Volume 2, pp.1889 – 1894, 2002
- [1-11] P.A.Finlay, P.Morgan: PathFinder image guided robot for neurosurgery, Industrial Robot, Vol.30, No.1, pp.30-34, 2003
- [1-12] P.A.Finlay, P.Morgan: PathFinder image guided robot for neurosurgery, Industrial Robot, Vol.30, No.1, pp.30-34, 2003
- [1-13] R.F.Young, S.Jacques, R.Mark: Gamma knife radio-surgery for thalamotomy in parkinsonian tremor: a five-year experience, J Neurosurg 88, pp.1014-1049, 1998

- [1-14] Y. Koseki, K. Koyachi, T. Arai, K.Chinzei, "Remote Actuation Mechanism for MR-compatible Manipulator Using Leverage and Parallelogram -Workspace Analysis, Workspace Control, and Stiffness Evaluation -", Proc. of ICRA2003, pp. 652-657, 2003
- [1-15] K. Masamune, E. Kobayashi, Y. Masutani, M. Suzuki, T. DOhi, H. Iseki, K. Takakura, "Development of MRI-compatible Needle Insertion Manipulator for Stereotactic Nurosurgery", Journal of Image Guided Surgery, 1: pp.242-248, 1995
- [1-16] 正宗賢, 稲垣貴文, 高井信治, 鈴木真, "MRI 環境下手術支援用穿刺マニピュレータの開発および画像歪み計測", J JSCAS, Vol.3, No.4, pp.273-280, 2001
- [1-17] F. Tajima, K. Kishi, K. Nishizawa, K. Kan, H. Ishii, K. Sudo, M. G. Fujie and T. Dohi," A Prototype Master-Slave System Consisting of Two MR-Compatible Manipulators with Interchangeable Surgical Tools", Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2505-2510, 2004.
- [1-18] Axel Krieger, Robert C. Susil, Cynthia Ménard, Jonathan A. Coleman, Gabor Fichtinger, "Design of a Novel MRI Compatible Manipulator for Image Guided Prostate Interventions", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 52, NO. 2, pp.306-313, 2005
- [1-19] Cyrus Raoufi, Pinhas Ben-Tzvi, Andrew A. Goldenberg, and Walter Kucharczyk, "A MR-Compatible Tele-Robotic System for MRI-Guided Intervention: System Overview and Mechanical Design", Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.1795-1800, 2007
- [1-20] Nikolaos V. Tsekos, Alpay Özcan, Eftychios Christoforou, "A Prototype Manipulator for Magnetic Resonance-Guided Interventions Inside Standard Cylindrical Magnetic Resonance Imaging Scanners", J Biomech Eng., 127(6), pp.972-80, 2005
- [1-21] Larson BT, Erdman AG, Tsekos NV, Yacoub E, Tsekos PV, Koutlas IG., "Design of an MRI-Compatible Robotic Stereotactic Device for Minimally Invasive Interventions in the Breast", J Biomech Eng., 126(4), pp.458-65, 2004
- [1-22] Fichtinger G, DeWeese TL, Patrasiu A, Tanacs A, Mazilu D Anderson, JH, Masamune K, Taylor RH, Stoianovici D, "System for Robotically Assisted Prostate Biopsy And Therapy With Intra-Operative CT Guidance", Journal of Academic Radiology, Vol.9, No.1, pp.60-74, 2001
- [1-23] 洪在成, 土肥健純, 橋爪誠, 小西晃造, 波多伸彦, "断層画像誘導による臓器運動補償型穿刺ロボット", 日本コンピュータ外科学会誌, 6(4), pp.443-448, 2004

- [1-24] 小泉憲裕, 太田耕平, 李 得熙, 吉澤 晋, 伊藤 陽, 松本洋一郎, 光石 衛, “非侵襲超音波診断・治療統合システムの制御系と追従性能”, 第 24 回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 3J24, 2006
- [1-25] Y.Wang, “The Evolving Role of Robotics In Surgery”, 日本ロボット学会誌, Vol.18, No.1, pp.45-48, 2000
- [1-26] J.Marescaux, J.Leroy, M.Gagner, F.Rubino, D.Mutter, M.Vix, S.E.Butner, M.K.Smith, “Transatlantic robot-assisted telesurgery”, *Nature*, Vol.413, pp.379-380, 2001
- [1-27] 掛地吉弘, 小西晃造, 安永武史, 山口将平, 金城直, 津川康治, 家入里志, 川中博文, 富川盛雅, 江藤正俊, 内藤誠二, 水田祥代, 前原喜彦, 橋爪誠, “内視鏡下手術支援装置 ZEUS による腹部手術”, 第 12 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.43-44, 2003
- [1-28] S.Gary, J.Guthart, J.K.Salisbury, “The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application”, in *Proc. the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pp.618-621, 2000.
- [1-29] 佐伯浩司, 橋爪誠, 島田光生, 大賀丈史, 赤星朋比古, 掛地吉弘, 前原喜彦, “da Vinci を用いた逆流性食道炎に対する腹腔鏡下 Nissen 手術”, 第 11 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.119-120, 2002
- [1-30] J.P. Ruurda, I.A.M.J. Broeders, “Feasibility of robot-assisted laparoscopic intestinal anastomosis: an experimental study in pigs”, in *Proc. Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS2002)*, pp.324-328, 2002.
- [1-31] Intuitive Surgical 社ホームページ, <http://www.intuitivesurgical.com/>
- [1-32] 家入里志, 掛地吉弘, 小西晃造, 安永武史, 山口将平, 金城直, 津川康治, 川中博文, 空閑啓高, 橋爪誠, “ロボット手術トレーニングの有効性, 第 12 回日本コンピュータ外科学会大会論文集”, pp.55-56, 2003
- [1-33] Eisuke Aoki, Takashi Suzuki, Etsuko Kobayashi, Ichiro Sakuma, Konishi Kozo, Makoto Hashizume, “Modular Design of Master-Slave Surgical Robotic System with Reliable Real-Time Control Performance”, *Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp.80-86, 2006
- [1-34] 西澤 幸司, 菅 和俊, 藤江 正克, 伊関 洋, 小林 茂昭, “三本のマニピュレータと内視鏡を直径 10mm の挿入部に装備した脳神経外科用 HUMAN システム”, 日本機械学会論文集. C 編, Vol.70, No.692, pp. 1100-1106, 2004
- [1-35] T.Kawai, K.Kan, K.Hongo, K.Nishizawa, F.Tajima, M.G.Fujie, T. Dohi, K.Takakura, “Bipolar Coagulation - Capable Microforceps”, *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, Volume 24, Issue 4, pp.57 - 62, 2005

- [1-36] Koji Ikuta, Keiichi Yamamoto, Keiji Sasaki, "Development of Remote Microsurgery Robot and New Surgical Procedure for Deep and Narrow Space", Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp.1103-1108, 2003
- [1-37] 服部麻木, 鈴木直樹, 鈴木薫之, 大竹義人, "NOTES へ向けた内視鏡型手術ロボットの開発", 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.9, No.2, pp.79-84, 2007
- [1-38] Daniel J. Abbott, "Design of an Endoluminal NOTES Robotic System", Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 410-416, 2007
- [1-39] S.C. Low, S.W. Tang, Z.M. Thant, L. Phee, K.Y. Ho, S.C. Chung, "Master-Slave Robotic System for Therapeutic Gastrointestinal Endoscopic Procedures", Proceedings of the 28th IEEEEMBS Annual International Conference, pp.3850-3853, 2006
- [1-40] Mamoru Mitsuishi, Naohiko Sugita, Phongsaen Pitakwatchara, "Force-Feedback Augmentation Modes in the Laparoscopic Minimally Invasive Telesurgical System", IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, VOL.12, NO.4, pp.447-454, 2007
- [1-41] Jumpei Arata, Mamoru Mitsuishi, Shin'ichi Warisawa, Katsuya Tanaka, Takashi Yoshizawa, Makoto Hashizume, "Development of a dexterous minimally-invasive surgical system with augmented force feedback capability", Intelligent Robots and Systems, pp.3207-3212, 2005
- [1-42] Hiroki Takahashi, Shin'ichi Warisawa, Mamoru Mitsuishi, Jumpei Arata, Makoto Hashizume, "Development of High Dexterity Minimally Invasive Surgical System with Augmented Force Feedback Capability", Biomedical Robotics and Biomechatronics, pp.284-289, 2006
- [1-43] Kotaro Tadano, Kenji Kawashima, "Development of 4-DOFs Forceps with Force Sensing using Pneumatic Servo System", Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2250-, 2255, 2006
- [1-44] Kotaro Tadano, Kenji Kawashima, "Development of a Master Slave System with Force Sensing Using Pneumatic Servo System for Laparoscopic Surgery", 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.947-952, 2007
- [1-45] Hiroyuki Tanaka, Kouhei Ohnishi, Hiroaki Nishi, Toshikazu Kawai, Yasuhide Morikawa, Masaki Kitajima, Soji Ozawa, Toshiharu Furukawa, "Bilateral Control in Multi DOF Haptic Surgical Robotic System Utilizing FPGA", Industrial Electronics, IEEE International Symposium, pp.3084-3089, 2007

- [1-46] 中村仁彦, 川上洋生, 岡田昌史, “低侵襲心臓外科手術を支援する臓器運動補償型手術ロボットシステム”, 日本ロボット学会誌, Vol.18, No.6, pp.873-881, 2000
- [1-47] 中村仁彦, 岸宏亮, 岡田昌史, “高速度カメラを用いた心拍動同期とそれを用いた心臓外科手術支援ロボットシステム”, 日本ロボット学会誌, Vol.21, No.4, pp.451-459, 2003
- [1-48] 二宮淳一, “ロボティックサージェリーの意義と将来性”, Medical Science Digest, Vol.28(10), pp.12(400)-14(402), 2002
- [1-49] 赤星朋比古, 小西晃造, 山口将平, 金城直, 富川盛雅, 村垣善浩, 橋爪誠, “手術支援ロボティックシステムの現状と問題点”, Medical Science Digest, 28(10), pp. 19(407)-22(410), 2002
- [1-50] M. Honl et. al., “Comparison of Robotic-Assisted and Manual Implantation of a Primary Total Hip Replacement”, The Journal of Bone and Joint Surgery (American), 85, pp.1470-1478, 2003

- [2-1] 医療法人社団新日鐵室蘭総合病院, <http://www.nshp-muroran.or.jp/>
- [2-2] 医療法人高山泌尿器科, <http://www.tokachi.co.jp/~takayama/takayama.htm>
- [2-3] 藤谷真弓, 岩下寿子, 三野直純, 山本嘉昭: 過多月経に対するマイクロ波子宮内膜焼灼術, 医療法人医仁会武田総合病院産婦人科, 産婦人科治療 2004 年 8 月号(Vol.89 No.2)
- [2-4] 医療法人医仁会武田総合病院, <http://www.takedahp.or.jp/IJINKAI/>
- [2-5] 読売新聞: 過多月経のマイクロ波治療,  
<http://www.yomiuri.co.jp/iryuu/medi/saisin/sa542501.htm>
- [2-6] 郷原英夫, 向井敬, 三村秀文, 平木隆夫, 佐野由文, 伊達洋至, 金澤右: 肺癌に対するラジオ波焼灼療法 -当院での経験をもとに-, IVR 会誌 Jpn J Invervent Radiol 21:250-254, 2006
- [2-7] 山門亨一郎, 高木治行, 中塚豊真, 竹田寛, 有馬公伸, 杉村芳樹: 腎癌に対するラジオ波焼灼療法, IVR 会誌 Jpn J Invervent Radiol 21:255-259, 2006
- [2-8] 尾浦正二: 乳癌に対するラジオ波焼灼療法, IVR 会誌 Jpn J Invervent Radiol 21:276-279, 2006
- [2-9] 川村雅文: 患者の負担が軽く、QOL がよい転移性肺がんの凍結療法 - マイナス 135℃のガスでがん細胞を凍らせて, 再発や浸潤を抑える-, がんサポート情報センター, [http://www.gsic.jp/cancer/cc\\_20/ysc01/](http://www.gsic.jp/cancer/cc_20/ysc01/)
- [2-10] シーマーケットクリニック, <http://www32.ocn.ne.jp/~sujaku/c-gazou.html>
- [2-11] 学校法人自治医科大学: 超音波のページ “第 20 章超音波走査”, <http://www.fujita-hu.ac.jp/~sfujii/satuei/satuei20.html>
- [2-12] 大西武雄, 近藤隆, 平岡真寛, 松本英樹, 宮川清, 宮越順二: 放射線医学 -生体と放射線・電磁波・超音波-, 学会出版センター, 2007
- [2-13] 木村雄治: 画像診断装置学入門, コロナ社, 2007
- [2-14] 泉並木: 肝癌の治療戦略 -経皮的肝癌治療-, 外科治療 Vol.93 No.1(2005:7), pp.34-40, 2005
- [2-15] 山本和高: IVR による肝細胞癌の治療-PEI, TEA,  
<http://www.rada.or.jp/database/home4/normal/ht-docs/member/synopsis/030129.html>
- [2-16] 社会福祉法人恩賜財団大阪府済生会吹田医療福祉センター,  
<http://www.suita.saiseikai.or.jp/kakehashi/syoukaki/no-2/kansyuyou.htm>
- [2-17] 鹿児島県立大島病院,  
[http://www.pref.kagoshima.jp/hospital/oshima/sinryo/geka\\_250.html](http://www.pref.kagoshima.jp/hospital/oshima/sinryo/geka_250.html)
- [2-18] Takeharu Hoshi, Yo Kobayashi, Kazuya Kawamura and Masakatsu G. Fujie, “Developing an Intraoperative Methodology Using the Finite Element Method and the

Extended Kalman Filter to Identify the Material Parameters of an Organ Model”, in Proceeding of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp469-474, 2007

[2-19] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, "Needle Insertion Modelling and Simulation", in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation(2002), pp.2098-2105, 2002

[2-20] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean , "Needle Insertion Modelling for the Interactive Simulation of Percutaneous Procedures", in Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Tokyo, September 2002.

[2-21] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, “Needle Steering and Model-Based Trajectory Planning,”, in Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Montreal, 2003.

[2-22] S.P.DiMaio and S.E.Salcudean “Needle steering Model-Based Trajectory Planning” In Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (2003), 2003

[2-23] S.P.DiMaio and S.E.Salcudean “Needle Insertion Modelling and Simulation”, In IEEE Transaction on Robotics and automation ,Vol.19, No.5, pp.864-875, 2003

[2-24] S.P.DiMaio and S.E.Salcudean “Interactive Simulation of Needle Insertion Model”, In IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol.52, No.7, pp.1167-1179, 2005

[2-25] O. Goksel, S.E. Salcudean, S. P. DiMaio, R. Rohling and J. Morris, “3D Needle-Tissue Interaction Simulation for Prostate Brachytherapy”, in Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (2005), pp.827-834, 2005

[2-26] E.Dehghan, S.E.Salcudean, “Needle Insertion Point and Orientation Optimization in Non-linear Tissue with Application to Brachytherapy”, in 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2267-2272, 2007

[2-27] Ron Alterovitz, Michael Branicky, and Ken Goldberg, "Constant-Curvature Motion Planning Under Uncertainty with Applications in Image-Guided Medical Needle Steering," in Proc. Workshop on the Algorithmic Foundations of Robotics, Jul. 2006.

[2-28] R. Alterovitz, A. Lim, K. Goldberg, G. S. Chirikjian, and A. M. Okamura, "Steering Flexible Needles under Markov Motion Uncertainty", In International Conference on Intelligent Robots and Systems (2005), pp120-125,2005

- [2-29] R. Alterovitz, K. Goldberg, and A. Okamura, "Planning for Steerable Bevel-Tip Needle Insertion through 2D Soft Tissue with Obstacles", In IEEE International Conference on Robotics and Automation (2005), pp.1652-1657,2005
- [2-30] Ron Alterovitz, Jean Pouliot, Richard Taschereau, I-Chow Joe Hsu, and Ken Goldberg, "Sensorless Planning for Medical Needle Insertion Procedures," in Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2003), Oct. 2003, pp. 3337-3343.
- [2-31] Ron Alterovitz, Jean Pouliot, Richard Taschereau, I-Chow Joe Hsu, and Ken Goldberg, "Needle Insertion and Radioactive Seed Implantation in Human Tissues: Simulation and Sensitivity Analysis," in Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2003), Sept. 2003, pp. 1793-1799.
- [2-32] D. Glozman, M. Shoham: Flexible Needle Steering and Optimal Trajectory Planning for Percutaneous Therapies. In Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (2004), pp.137-144
- [2-33] D.Glozman, M. Shoham, "Image-Guided Robotic Flexible Needle Steering", IEEE Transactions on Robotics and Automation, Volume: 23, Issue: 3, pp.459-467
- [2-34] 瀧本崇博, 鈴木直樹, 服部麻木, 鈴木薫之, 林部充宏, 大竹義人, 小林進, 内山明彦, "Volume Data を対象としたリアルタイム変形処理法 (第3報) — 対象臓器の切離・摘出機能の追加 —", 第13回日本コンピュータ外科学会大会, pp.203-204
- [2-35] Y.Tillier,A.paccini,M.durand-Reville, F.Bay and J. L. chenot "Three-dimensional finite element modeling for soft tissues surgery " In:Computer Assisted Radiology and Surgery( 2003 ), pp.349-355
- [2-36] 陳猷, 久田俊明, 佐久間一郎, 土肥武純, 島田光生, 橋爪誠 "有限要素法による肝臓手術ナビゲーションに関する研究", コンピュータ外科学会誌, vol.5, no.1, pp15-22, 2003
- [2-37] 徳安達士, 喜多村直, 坂口元一, 米田正始 "左心室形成術のための心筋触診訓練システムの開発", コンピュータ外科学会誌, vol.5, no.1, pp5-13,2003
- [2-38] Y.C.Fung "Biomechanics-Mechanical properties of living tissue mechanical property", (1993)



- [3-1] H. Kataoka, T. Washio, M. Audette, and K. Mizuhara, "A Model for Relations between Needle Deflection, Force, and Thickness on Needle Penetration" , In Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (2001), pp.966-974, 2001
- [3-2] H. Kataoka, T. Washio, M. Audette, and K. Mizuhara, C.Simone and A.M.Okamura, "Measurement of the Tip and Friction Force Acting on a Needle during Penetration", In Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (2002), pp.216-223, 2002
- [3-3] C.Simone and A.M.Okamura, "Modeling of Needle Insertion Forces for Robot-assisted Percutaneous Therapy" In IEEE International Conference on Robotics and Automation (2002), pp.2085-2091,2002
- [3-4] M.D.O'Leary, T.Washio, K.Yoshinaka, and M.Okamura "Robotic Needle Insertion:Effects of Friction and Needle Geometry", In IEEE International Conference on Robotics and Automation (2003), pp.1774-1780,2003
- [3-5] A.M.Okamura, C.Simone and M.D.O'Leary, "Force modeling for needle insertion into soft tissue", In IEEE Transaction on Biomedical Engineering,Vol. 51, No. 10, pp.1707-1716, 2004
- [3-6] M.Heverly, P.Dupont, J.Triedman,"Trajectory Optimization for Dynamic Needle Insertion", In IEEE International Conference on Robotics and Automation (2005), pp.1646- 1651,2005
- [3-7] L.Barbé, , B.Bayle, , M.de Mathelin, A.Gangi, Online robust model estimation and haptic clues detection during in vivo needle insertions. In IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics(2006), pp. 341-346.
- [3-8] T.K. Podder D.P. Clark D. Fuller J. Sherman W.S. Ng L. Liao D.J. Rubens J.G. Strang E.M. Messing Y.D. Zhang Y. Yu , "Effects of Velocity Modulation during Surgical Needle Insertion", in IEEE-EMBS 2005 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 5766-5770, 2005.
- [3-9] T.K. Podder, J.Sherman, D.P.Clark, E.M.Messing, D.J.Rubens, J.G.Strang, L.Liao, R. A. Brasacchio, Y. Zhang, W.S. Ng, Y. Yu, "Evaluation of robotic needle insertion in conjunction with in vivo manual insertion in the operating room", IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, pp. 66- 72, 2005

[4-1] Y.C.Fung “Biomechanics-Mechanical properties of living tissue mechanical property “ , 1993

[4-2] 植原秀和, 内田陸, 玉田雅章, “静的引張り試験による腎・肝・脾の力学特性の検討”, 日本機械学会第7回バイオエンジニアリング学術講演会・夏季セミナー公演論文集, pp.93-93

[4-3] 石原利員, 中平祐子, 古川一憲 “ブタ肝臓・脾臓の材料特性の測定” 日本機械学会 2000年度年次大会公演論文集, pp.209-210

[4-4] 佐久間一郎, 朱志光, 小林英津子, 陳猷, 久田俊明, “肝臓力学特性の実験的検討と構成式の導出” 第13回日本コンピュータ外科学会大会, pp.225-226

[4-5] I. Sakuma, Y. Nishimura, C. K. Chui, E. Kobayashi, H. Inada, X. Chen, and T. Hisada, “In vitro Measurement of Mechanical Properties of Liver Tissue under Compression and Elongation Using a New Test Piece Holding Method with Surgical Glue”, Proceedings on International Symposium IS4TM, pp.284-292, 2003

- [5-1] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, "Needle Insertion Modelling and Simulation", in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation(2002), pp.2098-2105, 2002
- [5-2] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean , "Needle Insertion Modelling for the Interactive Simulation of Percutaneous Procedures", in Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Tokyo, September 2002.
- [5-3] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, "Needle Steering and Model-Based Trajectory Planning", in Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Montreal, 2003.
- [5-4] S.P.DiMaio and S.E.Salcudean "Needle steering Model-Based Trajectory Planning" In Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (2003), pp. ,2003
- [5-5] S.P.DiMaio and S.E.Salcudean "Needle Insertion Modelling and Simulation", In IEEE Transaction on Robotics and automation ,Vol.19, No.5, pp.864-875, 2003
- [5-6] S.P.DiMaio and S.E.Salcudean "Interactive Simulation of Needle Insertion Model", In IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol.52, No.7, pp.1167-1179, 2005
- [5-7] O. Goksel, S.E. Salcudean, S. P. DiMaio, R. Rohling and J. Morris, "3D Needle-Tissue Interaction Simulation for Prostate Brachytherapy", in Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (2005), pp.827-834, 2005
- [5-8] E.Dehghan, S.E.Salcudean, "Needle Insertion Point and Orientation Optimization in Non-linear Tissue with Application to Brachytherapy", in 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2267-2272, 2007
- [5-9] R. Alterovitz, M. Branicky, and K. Goldberg, "Constant-Curvature Motion Planning Under Uncertainty with Applications in Image-Guided Medical Needle Steering," in Proc. Workshop on the Algorithmic Foundations of Robotics, Jul. 2006.
- [5-10] R. Alterovitz, A. Lim, K. Goldberg, G. S. Chirikjian, and A. M. Okamura, "Steering Flexible Needles under Markov Motion Uncertainty", In International Conference on Intelligent Robots and Systems (2005), pp120-125,2005
- [5-11] R. Alterovitz, K. Goldberg, and A. Okamura, "Planning for Steerable Bevel-Tip Needle Insertion through 2D Soft Tissue with Obstacles", In IEEE International Conference on Robotics and Automation (2005), pp.1652-1657,2005
- [5-12] R. Alterovitz, J. Pouliot, R. Taschereau, I-Chow Joe Hsu, and K. Goldberg, "Sensorless Planning for Medical Needle Insertion Procedures," in Proceedings of the

2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2003), Oct. 2003, pp. 3337-3343.

[5-13] R. Alterovitz, J. Pouliot, R. Taschereau, I-Chow Joe Hsu, and K. Goldberg, "Needle Insertion and Radioactive Seed Implantation in Human Tissues: Simulation and Sensitivity Analysis," in Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2003), Sept. 2003, pp. 1793-1799.

[5-14] D. Glozman, M. Shoham: Flexible Needle Steering and Optimal Trajectory Planning for Percutaneous Therapies. In Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (2004), pp.137-144

[5-15] D.Glozman, M. Shoham, "Image-Guided Robotic Flexible Needle Steering", IEEE Transactions on Robotics and Automation, Volume: 23, Issue: 3, pp.459-467

[5-16] 瀧本崇博, 鈴木直樹, 服部麻木, 鈴木薫之, 林部充宏, 大竹義人, 小林進, 内山明彦, "Volume Data を対象としたリアルタイム変形処理法 (第3報) — 対象臓器の切離・摘出機能の追加 —", 第13回日本コンピュータ外科学会大会, pp.203-204

[5-17] Y.Tillier,A.paccini,M.durand-Reville, F.Bay and J. L. chenot "Three-dimensional finite element modeling for soft tissues surgery " In:Computer Assisted Radiology and Surgery( 2003 ), pp.349-355

[5-18] 陳猷, 久田俊明, 佐久間一郎, 土肥武純, 島田光生, 橋爪誠 "有限要素法による肝臓手術ナビゲーションに関する研究", コンピュータ外科学会誌, vol.5, no.1, pp15-22, 2003

[5-19] 徳安達士, 喜多村直, 坂口元一, 米田正始 "左心室形成術のための心筋触診訓練システムの開発", コンピュータ外科学会誌, vol.5, no.1, pp5-13,2003

[5-20] O.C. Zienkiewicz and Y.K.Cheung, "The Finite Element Method in Structural and Continuum Mechanics" (1967)

[5-21] C. Ma and Y. Hori, "The Application of Fractional Order Control to Backlash Vibration Suppression", In Proceedings of American Control Conference (2004), pp.2901-2906,2004

[5-22] Penglin Zhang, Shinichi Hirai, Kazumi Endo, and Shigerhiro Morikawa, Local Deformation Measurement of Biological Tissues Based on Feature Tracking of 3D MR Volumetric Images, 2007 IEEE/ICME Int. Conf. on Complex Medical Engineering (CME2007), May 23-25, Beijing, 2007

[5-23] Junji Muramatsu, Takashi Ikuta, Shinichi Hirai, and Shigehiro Morikawa, Validation of FE Deformation Models using Ultrasonic and MR Images, Proc. 9th Int.

Conf. on Control, Automation, Robotics and Vision, pp.1091-1096, Singapore,  
December, 2006

- [6-1] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, "Needle Insertion Modelling and Simulation", in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation(2002), pp.2098-2105, 2002
- [6-2] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean , "Needle Insertion Modelling for the Interactive Simulation of Percutaneous Procedures", in Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Tokyo, September 2002.
- [6-3] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, "Needle Steering and Model-Based Trajectory Planning," in Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Montreal, 2003.
- [6-4] S.P.DiMaio and S.E.Salcudean "Needle steering Model-Based Trajectory Planning" In Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (2003), pp. ,2003
- [6-5] S.P.DiMaio and S.E.Salcudean "Needle Insertion Modelling and Simulation", In IEEE Transaction on Robotics and automation ,Vol.19, No.5, pp.864-875, 2003
- [6-6] S.P.DiMaio and S.E.Salcudean "Interactive Simulation of Needle Insertion Model", In IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol.52, No.7, pp.1167-1179, 2005
- [6-7] O. Goksel, S.E. Salcudean, S. P. DiMaio, R. Rohling and J. Morris, "3D Needle-Tissue Interaction Simulation for Prostate Brachytherapy", in Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (2005), pp.827-834, 2005
- [6-8] E.Dehghan, S.E.Salcudean, "Needle Insertion Point and Orientation Optimization in Non-linear Tissue with Application to Brachytherapy", in 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.2267-2272, 2007
- [6-9] Ron Alterovitz, Michael Branicky, and Ken Goldberg, "Constant-Curvature Motion Planning Under Uncertainty with Applications in Image-Guided Medical Needle Steering," in Proc. Workshop on the Algorithmic Foundations of Robotics, Jul. 2006.
- [6-10] R. Alterovitz, A. Lim, K. Goldberg, G. S. Chirikjian, and A. M. Okamura, "Steering Flexible Needles under Markov Motion Uncertainty", In International Conference on Intelligent Robots and Systems (2005), pp120-125,2005
- [6-11] R. Alterovitz, K. Goldberg, and A. Okamura, "Planning for Steerable Bevel-Tip Needle Insertion through 2D Soft Tissue with Obstacles", In IEEE International Conference on Robotics and Automation (2005), pp.1652-1657,2005
- [6-12] Ron Alterovitz, Jean Pouliot, Richard Taschereau, I-Chow Joe Hsu, and Ken Goldberg, "Sensorless Planning for Medical Needle Insertion Procedures," in

Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2003), Oct. 2003, pp. 3337-3343.

[6-13] Ron Alterovitz, Jean Pouliot, Richard Taschereau, I-Chow Joe Hsu, and Ken Goldberg, "Needle Insertion and Radioactive Seed Implantation in Human Tissues: Simulation and Sensitivity Analysis," in Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2003), Sept. 2003, pp. 1793-1799.

- [7-1] Fichtinger G., Deweese TL, Patriciu A, Tanace A, Mazilu D, Anderson JH, Masamune K, Taylor RH, Stoianovici D : System for Robotically Assisted Prostate Biopsy and therapy with intraoperative CT guidance,. Aca Radiol. ;. 9 (2002) 60-74
- [7-2] Ken Masamune, Gabor Fichtinger, Alexandru Patriciu, Robert C. Susil, Russell H. Taylor, Louis R. Kavoussi, James H. Anderson, Ichiro Sakuma, Takeyoshi Dohi, and Dan Stoianovici, System for Robotically Assisted Percutaneous Procedures With Computed Tomography Guidance, J Computer Aided Surgery, Vol6,No.6, pp.370-383,2001
- [7-3] Loser MH, Navab N : A New Robotic System for visually Controlled Percutaneous Interventions under CT Fluoroscopy., MICCAI 2000, Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag, ;. 1935 (2000) 887-896
- [7-4] A. Patriciu, D. Stoianovici, L.L. Whitcomb, T Jarrett, D. Mazilu, A. Stanimir, I. Iordachita, J. Anderson, R. Taylor, L.R. Kavoussi: Motion-Based Robotic Instrument Targeting Under C-Arm Fluoroscopy,. MICCAI 2000, Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag, ;. 1935 (2000) 988-998
- [7-5] Gabriela Corrala, Luis Ibáñezb, Charles Nguyena, Dan Stoianovicic, Nassir Navabd, Kevin Clearye, Robot control by fluoroscopic guidance for minimally invasive spine procedures, Volume 1268, June 2004, Pages 509-514 CARS 2004 - Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition
- [7-6] 正宗賢, 稲垣貴文, 高井信治, 鈴木真, ”MRI 環境下手術支援用穿刺マニピュレータの開発および画像歪み計測”, 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.3, No.4, pp273-280, 2002
- [7-7] 岸宏亮, 仲本秀和, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純, ”MR 画像誘導機能を有する小型穿刺マニピュレータシステム”, 第 15 回日本コンピュータ外科学会大会, pp181-182,2006
- [7-8] 洪在成, 断層画像誘導による臓器運動補償型穿刺ロボット, 日本コンピュータ外科学会誌, 5 巻, pp443-448, 2005
- Motokazu Terayama, Junji Furusho, Morito Monden, Curved multi-tube device for path-error correction in a needle-insertion system
- [7-9] The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery 2007, Vol.3, pp.125-134 (2007)
- [7-10] 正宗賢, 縣麻華里, 佐々木泰明, 貞広晃宣, 折田純久, 中郡聡夫, 宮内英聡, 貝沼修, 浅野武秀, 超音波画像誘導 RFA 穿刺ナビゲーションシステムの開発, ROBOMECH2006, 1A1-A10, 2006



- [7-11] 小原 太, 波多 伸彦, 橋本 隆二, 橋爪 誠, 土肥 健純, 垂直磁場型 MR 内における肝腫瘍焼灼手術用穿刺ロボット, 第 2 回生活支援工学系学会連合大会, p.235-236, 東京, 2004 年 9 月
- [7-12] Boctor, Emad M.; Fichtinger, Gabor; Taylor, Russell H.; Choti, Michael A., Tracked 3D Ultrasound in Radio-Frequency Liver Ablation, Medical Imaging 2003: Ultrasonic Imaging and Signal Processing. Edited by Walker, William F.; Insana, Michael F. Proceedings of the SPIE, Volume 5035, pp. 174-182 (2003)
- [7-13] M. Nakamoto, H. Hirayama, Y. Sato, K. Konishi, Y. Kakeji, M. Hashizume, and S. Tamura, “Recovery of respiratory motion and deformation of the liver using laparoscopic freehand 3D ultrasound system, Medical Image Analysis”, 11(5), 429-442, 2007.
- [7-14] M.Nakamoto, N.Aburaya, S Y.ato, K.Konishi, I.Yoshino, M.Hashizume, S.Tamura, “Thoracoscopic Surgical Navigataion System for Cancer Localization in Collapsed Lung Based on Estimation of Lung Deformation”, MICCAI'07, 4792, 68-76, 2007.
- [7-15] 三田 裕, 小林洋, 岸宏亮, 岡本淳, 藤江正克, “MRI 対応小型穿刺マニピュレータの開発”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'05 講演会講演論文集, 2P1-N-124, 2005
- [7-16] Mitsuhiro Ohura, Yusuke Mita, Yo Kobayashi, Kosuke Kishi, Jun Okamoto, Masakatsu G. Fujie, ”Development of MRI Compatible SCARA-type Manipulator Using New Gimbals Mechanism”, in Proceedings of 1st Asian Symposium on Computer Aided Surgery, pp.142-144, 2005
- [7-17] 平澤賢太, 大浦光宏, 小林洋, 岸宏亮, 岡本淳, 藤江正克, “MRI 対応手術補助ロボットの開発 - 小型穿刺マニピュレータ - ”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'06 講演会講演論文集, 2A1-A09, 2006
- [7-18] 小林洋, 大浦光宏, 岡本淳, 藤江正克, “屈曲関節を有する MRI 対応穿刺支援ロボットの開発”, 第 19 回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム講演論文集, pp.356-358, 2007

## 研究業績

種 類 別	題名、 発表・発行掲載誌名、 発表・発行年月、 連名者（申請者含む）
論文	[1] Yo Kobayashi, Jun Okamoto and Masakatsu G. Fujie, “Physical Properties of the Liver for Needle Insertion Control” , in Proceedings of 2004 IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.2960-2966, 2004
論文	[2] Yo Kobayashi, Jun Okamoto and Masakatsu G. Fujie, “Physical Properties of the Liver and the Development of an Intelligent Manipulator for Needle Insertion” , in Proceedings of 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.1644-1651, 2005
論文○	[3] 小林洋, 岡本淳, 藤江正克, “粘弾性・非線系を考慮した肝臓の材料特性のモデリング” , 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.7, No.4, pp.559-565, 2006
論文	[4] Yo Kobayashi, Jun Okamoto and Masakatsu G. Fujie, “Position Control of Needle Tip with Force Feedback and Liver Model” , in Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery (2005) , pp.719-724, 2005
論文○	[5] Yo Kobayashi, Jun Okamoto and Masakatsu G. Fujie “Position Control of Needle Tip based on Physical Properties of Liver and Force Sensor” , Journal of Robotic and Mechatronics, Vol.18, No.2, pp.167-176, 2006
論文	[6] Mitsuhiro Oura, Yo Kobayashi, Jun Okamoto, Masakatsu G. Fujie,” Development of MRI Compatible Versatile Manipulator for Minimally Invasive Surgery” , Proceedings of 2006 IEEE Biomedical Robotics and Biomechatronics, pp.176-181, 2006
論文	[7] Kazuya Kawamura, Yo Kobayashi, Masakatsu G. Fujie, “Development of Real-time Simulation for Workload Quantification in Robotic Tele-surgery” , in Proceeding of 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 1420-1425, 2006
論文	[8] Yo Kobayashi, Takeharu Hoshi, Kazuya Kawamura and Masakatsu G. Fujie, “Control Method for Surgical Robot to Prevent Overload at Vulnerable Tissue” , in Proceeding of 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.1893-1899, 2007
論文	[9] Kazutaka Toyoda, Takeshi Umeda , Mitsuhiro Oura , Yoriko Iwamori , Kazuya Kawamura , Yo Kobayashi, Haruna Okayasu , Jun Okamoto , Masakatsu G. Fujie, “Development of surgical robot system with heartbeat canceller for endoscopic off-pump coronary artery bypass” , in Proceeding of Computer Assisted Radiology and Surgery (2007), pp241-243, 2007
論文	[10] Yo Kobayashi, Akinori Onishi, Takeharu Hoshi, Kazuya Kawamura and Masakatsu G. Fujie, “Viscoelastic and Nonlinear Organ Model for Control of Needle Insertion Manipulator” , in Proceeding of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp1242-1248, 2007
論文	[11] Takeharu Hoshi, Yo Kobayashi, Kazuya Kawamura and Masakatsu G. Fujie, “Developing an Intraoperative Methodology Using the Finite Element Method and the Extended Kalman Filter to Identify the Material Parameters of an Organ Model” , in Proceeding of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp469-474, 2007

種 類 別	題名、 発表・発行掲載誌名、 発表・発行年月、 連名者（申請者含む）
論文	[12] Kazuya Kawamura, Yo Kobayashi and Masakatsu G. Fujie, “Real-time Simulation for Intra-operative navigation in Robotic Surgery - Using a mass spring system for a basic study of organ deformation” , in Proceeding of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp1237-1241, 2007
論文○	[13] Yo Kobayashi, Akinori Onishi, Takeharu Hoshi, Kazuya Kawamura and Masakatsu G. Fujie, “Deformation Simulation using a Viscoelastic and Nonlinear Organ Model for Control of a Needle Insertion Manipulator” , in Proceedings of 2007 IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp1801-1808, 2007
講演	[14] Yo Kobayashi, Jun Okamoto and Masakatsu G. Fujie, “Physical Property of Liver for Robot-assisted Needle Insrtion” , in Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery (2004) , pp.1335, 2004
講演	[15] 小林洋, 岡本淳, 藤江正克, “穿刺ロボット制御のための肝臓のモデリング” , 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 04 講演会講演論文集, 2A1-H-64, 2004
講演	[16] 小林洋, 岡本淳, 藤江正克 “知的な穿刺ロボットの開発～コンセプトと実験機の開発” , 第 13 回日本コンピュータ外科学会大会講演論文集, pp. 85-86 , 2004
講演	[17] 小林洋, 岡本淳, 藤江正克 “肝臓の力学的特性を規範とした針の先端の位置制御” , 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 05 講演会講演論文集, 2A1-N-121 , 2005
講演	[18] 大浦光宏, 小林洋, 岡本淳, 藤江正克, “MRI 対応保持ロボットの開発” , 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 05 講演会講演論文集, 2P1-N-125, 2005
講演	[19] 梅田剛史, 小林洋, 岡本淳, 藤江正克, “臓器拍動補償機能を有した冠状動脈バイパス手術支援ロボットシステム -低侵襲拍動検出機構の開発-” , 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 05 講演会講演論文集, 2A1-N-123, 2005
講演	[20] 三田 裕, 小林洋, 岸宏亮, 岡本淳, 藤江正克, “MRI 対応小型穿刺マニピュレータの開発” , 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 05 講演会講演論文集, 2P1-N-124, 2005
講演	[21] Mitsuhiro Ohura, Yusuke Mita, Yo Kobayashi, Kosuke Kishi, Jun Okamoto, Masakatsu G. Fujie, ” Development of MRI Compatible SCARA-type Manipulator Using New Gimbals Mechanism” , in Proceedings of 1st Asian Symposium on Computer Aided Surgery, pp.142-144, 2005
講演	[22] 小林洋, 岡本淳, 藤江正克, “穿刺ロボットにおける臓器特性を規範した可変インピーダンス制御～予期していない力に対するコンプライアントな動作～” , 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 06 講演会講演論文集, 2A1-A01, 2006
講演	[23] 川村和也, 小林洋, 岡本淳, 藤江正克, “遠隔ロボット手術の最適環境構築を目指したリアルタイムシミュレーション技術の開発” , 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 06 講演会講演論文集, 2A1-A24, 2006
講演	[24] 星雄陽, 川村和也, 小林洋, 岡本淳, 藤江正克, “臓器モデルの術中パラメータ同定法に関する基礎的検討 -臓器モデルの弾性要素パラメータ同定- ” , 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 06 講演会講演論文集, 2A1-A25, 2006
講演	[25] 尾西晃典, 大浦光宏, 小林洋, 岡本淳, 藤江正克, “手術支援のための超音波プローブ保持ロボットの開発 -プローブ押し当て力の計測とその最適力の決定-” , 日本機械学会 ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 06 講演会講演論文集, 2A1-A10, 2006

種 類 別	題名、 発表・発行掲載誌名、 発表・発行年月、 連名者（申請者含む）
講演	[26] 平澤賢太, 大浦光宏, 小林洋, 岸宏亮, 岡本淳, 藤江正克, “MRI 対応手術補助ロボットの開発 - 小型穿刺マニピュレータ -”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 06 講演会講演論文集, 2A1-A09, 2006
講演	[27] 吉澤愛子, 小林洋, 岡本淳, 宮下智之, 山川宏, 藤江正克, “転移性癌手術を対象とした呼吸器外科ナビゲーション”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 06 講演会講演論文集, 2A1-A03, 2006
講演	[28] Kazutaka Toyoda, Takeshi Umeda, Mitsuhiro Oura, Yoriko Iwamori, Kazuya Kawamura, Yo Kabayashi, Haruna Okayasu, Jun Okamoto, Masakatsu G. Fujie “Dexterous master-slave surgical robot for minimally invasive surgery -Intuitive interface and interchangeable surgical instruments-“, in Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery 2006, pp. 503-504, June 2006
講演	[29] 小林洋, 星雄陽, 川村和也, 岡本淳, 藤江正克, “術中情報を用いた穿刺力の予測に関する検討”, 第 15 回日本コンピュータ外科学会大会講演論文集, pp. 127-128, 2006
講演	[30] 山川宏, モハマルド・カマロル, 中村拓真, 川村和也, 小林洋, 岡本淳, 宮下朋之, 藤江正克, “穿刺手術のための生体力学モデルの開発”, 第 15 回日本コンピュータ外科学会大会講演論文集, pp. 140-141, 2006
講演	[31] 梅田剛史, 大浦光宏, 豊田和孝, 川村和也, 小林洋, 岡本淳, 福与恒雄, 竹村博文, 藤江正克, “冠状動脈バイパス手術支援を目指した拍動補償ロボットシステムの開発”, 第 15 回日本コンピュータ外科学会大会講演論文集, pp. 290-291, 2006
講演	[32] 小林洋, 尾西晃典, 星雄陽, 川村和也, 藤江正克, “フレキシブルラックを用いた動力伝達による高精度位置決め可能な穿刺マニピュレータの開発”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 07 講演会講演論文集, 2A1-G05, 2007
講演	[33] 小林洋, 大浦光宏, 岡本淳, 藤江正克, “視覚情報を用いた穿刺マニピュレータの誘導方法”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 07 講演会講演論文集, 2A1-G06, 2007
講演	[34] 岡本淳, 梅田剛史, 大浦光宏, 川村和也, 小林洋, 福与恒夫, 竹村博文, 藤江正克, “冠状動脈バイパス手術を支援する拍動補償ロボットシステム - シンクロナイズド・モーションに関する検討 -”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 07 講演会講演論文集, 2A1-H08, 2007
講演	[35] 川村和也, 小林洋, 藤江正克, “ロボット手術用リアルタイムシミュレーション技術の開発”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 07 講演会講演論文集, 2A1-G09, 2007
講演	[36] Takeharu Hoshi, Kazuya Kawamura, Yo Kobayashi, Masakatsu G. Fujie, “Intraoperative identification of tissue model parameters”, in Proceeding of Computer Assisted Radiology and Surgery(2007), pp487, 2007
講演	[37] 小林洋, 大浦光宏, 岡本淳, 藤江正克, “屈曲関節を有する MRI 対応穿刺支援ロボットの開発”, 第 19 回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム講演論文集, pp. 356-358, 2007
講演	[38] 尾西晃典, 小林洋, 星雄陽, 川村和也, 橋爪誠, 藤江正克, “超音波ガイド下小型穿刺支援マニピュレータの開発”, 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会講演論文集, pp. 33-34, 2007
講演	[39] 星雄陽, 小林洋, 藤江正克, “臓器モデルの物性パラメータ値同定法 - 層状組織の弾性率同定 -”, 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会講演論文集, pp. 161-162, 2007